

**PROBLÈMES RELATIFS A L'UTILISATION MÉDICALE
DE L'IODE 125 DANS LE DOMAINE THYROÏDIEN**

Travail du Laboratoire de Physique Biologique de la Faculté de
Médecine et du Service des Isotopes du Centre Léon BÉRARD.

THÈSE

PRÉSENTÉE

à la FACULTÉ MIXTE de MÉDECINE et de PHARMACIE de LYON

et soutenue publiquement le 19 Décembre 1966

POUR OBTENIR LE GRADE DE DOCTEUR EN MÉDECINE

PAR

CHARLY VIGANO

Né le 5 Janvier 1940 à Marseille (Bouches-du-Rhône)

**PROBLÈMES RELATIFS A L'UTILISATION MÉDICALE
DE L'IODE 125 DANS LE DOMAINE THYROÏDIEN**

Travail du Laboratoire de Physique Biologique de la Faculté de
Médecine et du Service des Isotopes du Centre Léon BÉRARD.

THÈSE

PRÉSENTÉE

à la FACULTÉ MIXTE de MÉDECINE et de PHARMACIE de LYON
et soutenue publiquement le 19 Décembre 1966
POUR OBTENIR LE GRADE DE DOCTEUR EN MÉDECINE

PAR

CHARLY VIGANO

Né le 5 Janvier 1940 à Marseille (Bouches-du-Rhône)

P E R S O N N E L D E L A F A C U L T E

Doyens Honoraires :

M. J. LEPINE - Membre de l'Institut
M. H. HERMANN - Correspondant de l'Institut

Doyen :

M. J.F. CIER

Assesseurs :

M. M. LEVRAT
M. J. DORCHE

Conseiller Administratif :

M. H. PRUVOST

PROFESSEURS HONORAIRES

MM. PATEL - LEPINE - TRILLAT - GARIN - GATE - MARTIN -
GABRIELLE - SANTY - DUCLOS - GUILLEMINET - HERMANN -
ROCHET - POLLOSSON - ENSELME - WERTEIMER - SARROUY -

PROFESSEURS

MM. J. CIBERT	Clinique Urologique
P. PONTIUS	Physique Biologique
(détaché à Beyrouth)	
M. CHAMRON	Chimie Organique et Toxicologie
F. PAUPERT-RAVAULT	Clinique médicale B
R. FROMENT	Clinique et Prophylaxie cardio-vasculaire
P. CROIZAT	Clinique médicale C
P. MALLET-GUY	Clinique chirurgicale A
L. REVOL	Pharmacie galénique
H. PIGEAUD	Clinique obstétricale
J. BOURRET	Médecine du Travail
M. LEVRAT	Clinique médicale A
R. SOHIER	Bactériologie
G. NETIEN	Botanique et cryptogamie
P. BERTRANT	Clinique chirurgicale C
A. BADINAND	Chimie analytique pharmaceutique
B. DREVON	Pharmacie chimique et pharmacologie
L. ROCHE	Médecine légale et déontologie
J. COUDERT	Parasitologie et pathologie exotique
P. MOUNIER-KUHN	Clinique d'Oto-Rhino-Laryngologie et d'Audiophonologie
L. PAUFIQUE	Clinique Ophtalmologique
H. THIERS	Clinique de Dermatologie, Syphiligraphie et Allergologie

MM. J. BRUN	Clinique de Pneumophtisiologie
J. CREYSSSEL	Clinique chirurgicale orthopédique et traumatologique
M. DARGENT	Clinique carcinologique
M. BERGER (I)	Physique nucléaire appliquée à la médecine
A. GUICHARD	Anatomie pathologique
P. GIRARD	Pathologie générale et expérimentale
M. GIRARD	Clinique médicale D
M. LETARJET	Anatomie
R. PEYCELON	Clinique chirurgicale B
A. VACHON	Pathologie médicale
P. GALY	Physio-pathologie des voies respiratoires
J. PAPILLON	Radiologie
M. JEUNE	Clinique médicale infantile et Hygiène du 1er. age
A. GONIN	Thérapeutique
P. MONNET	Clinique médicale infantile B
J. CHATONNET	Physiologie B
P. GUINET	Clinique endocrinologique
H. COLLET (I)	Chimie générale et pharmaceutique
A. TRILLAT	Clinique de chirurgie orthopédique
Ch. FREIDEL	Clinique stomatologique
J. MARION	Clinique de chirurgie et d'orthopédie infantile
J. DORCHE	Matière médicale et législation pharmaceu- tique
L. MANSUY (I)	Neurochirurgie
L. REVOL (I)	Hématologie
J. LECUIRE (I)	Neurochirurgie
L. P. DUMONT	Histologie et Embryologie
H. LIARAS (I)	Clinique chirurgicale propédeutique
L. PERROT	Chimie
J.F. CIER	Physiologie A
J. PERRIN	Thérapeutique chirurgicale et chirurgie opératoire
P. GOINARD (I)	Clinique thérapeutique chirurgicale et chirurgie expérimentale
P. MICHAUD	Clinique de chirurgie cardiaque
M. PONT (I)	Médecine générale
J. TRAEGER (I)	Pathologie métabolique et rénale
J. MATHIEU	Clinique gynécologique
G. FAUCON	Biologie médicale et Pharmacodynamie
A. BERTOYE	Clinique des maladies infectieuses
G. VIGNON	Hydrologie thérapeutique, climatologie et Ecologie sociale
D. VINCENT	Biochimie appliquée
A. CIER	Pharmacodynamie
L. COLOBERT	Chimie biologique et médicale
X.....	Pathologie chirurgicale
X.....	Clinique Neuro-psychiatrique et d'Hygiène mentale
X.....	Physiologie et Pathologie obstétricales
X.....	Hygiène et Action sanitaire et sociale

(I) Professeurs à titre personnel .

PROFESSEURS SANS CHAIRE

MM. ROMAN	Parasitologie
FEROLDI	Anatomie pathologique
MORET	Physique biologique
ODDOUX	Botanique et cryptogamie
de SOLLIERS	Chimie analytique
DESPIERRES	Médecine générale
GARIN	Parasitologie
TOLOT	Médecine du Travail
THIVOLET	Hygiène
MALLEIN	Chimie analytique

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES TITULAIRES

MM. CREYSSSEL R.	Chimie biologique
PINET	Electro-radiologie
GUYOTAT	Neuro-Psychiatrie
DESCOTES	Chirurgie générale
JOUVET	Pathologie expérimentale
PEYRIN	Physique biologique
TOMMASI	Anatomie pathologique
BUFFARD	Electro-radiologie
LEJEUNE	Médecine générale et thérapeutique
de MOURGUES Fr.	Stomatologie
NAUSSAC	Maladies infectieuses
REBOUILLAT	Chirurgie générale
ROMAGNY	Pédiatrie
DELAHAYE	Médecine générale
DELEUZE	Anesthésiologie
GIRAUD	Electro-Radiologie diagnostic et thérapeutique
MICHEL	Anesthésiologie
FRANCOIS	Pédiatrie et Puériculture
MICHOULIER	Chirurgie générale
COLOMB	Dermatologie
LAMBERT	Médecine générale
FRIES	Médecine générale
GILLY	Pédiatrie
ROBERT	Médecine générale
BOUCHET	Anatomie
BERTHENOD	Pédiatrie
GERMAIN	Immunologie, sérologie, hématologie
KALB	Pneumo-phthisiologie
LARBRE	Pédiatrie
SOUSTELLE	Chirurgie générale
VIALA	Médecine générale
VINCENT	Bactériologie, parasitologie, virologie
GIROD	Histologie et embryologie
GRAS	Chimie biologique
COLIN	Médecine légale
BERTRAND	Chimie biologique
MARET	Chirurgie générale

MM. VIALLIER-RAYNARD	Bactériologie
CHOLLAT	Electro-radiologie
FLEURETTE	Bactériologie
FLANDROIS	Physiologie
MOREL	Hématologie
TERMET	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
FREDERICH	Pharmacologie
DAUDET	Chirurgie infantile
BRUNE	Médecine générale et Thérapeutique
LOMBARD-PLATET	Chirurgie générale
BOUVIER	Rhumatologie
FREYCON	Pédiatrie
LAPRAS	Neuro-chirurgie
PELLET	Physiologie
DUQUESNEL	Electro-radiologie
DEJOUR	Orthopédie et Traumatologie
MOULIN	Dermato-Vénérologie
PERRIN-FAYOLLE	Pneumo-phtisiologie
PALIARD	Médecine générale et thérapeutique
MORGON	O. R. L.
PAUPERT-RAVAULT M.	Ophtalmologie
MOTIN	Anesthésiologie
PASQUIER	Médecine générale et Thérapeutique
VAUZELLE	Anatomie pathologique
CZYBA	Histologie et Embryologie
CABANAC	Physiologie
TOURAINÉ	Pneumo-phtisiologie
BEL	Médecine générale et Thérapeutique
CHARVET	Gynécologie obstétrique
MAYER	Cancérologie
SISTERON	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
BRAILLON	Anatomie et Chirurgie générale
VILLIERS	Chirurgie générale
LOUISOT	Chimie biologique
COURJON J.A.	Neuro-psychiatrie

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES STAGIAIRES

MM. FAVRE-GILLY	Hématologie
RIFFAT	Hygiène
ROLLET	Pharmacie galénique
BIZOLLON	Physique

AGREGES EN EXERCICE

MM. BONAMOUR	Ophtalmologie
FRANCILLON	Chirurgie générale
NOTTER	Gynécologie obstétricale
de MOURGUES G.	Chirurgie générale
DUMONT Martial	Obstétrique
SCHOTT	Neuro-Psychiatrie
DEVIC	Médecine générale
SAUBIER	Chirurgie générale
DURAND	Urologie
HUGONNIER	Ophtalmologie
ALLEGRE	Neuro-chirurgie
GARDE	Médecine générale
FAYSSÉ	Orthopédie
GAILLARD	Oto-Rhino-laryngologie
PERRIN André	Médecine générale
NORMAND	Médecine générale
MOUNIER-KUHN Alain	Chirurgie générale
MORNEX	Médecine générale
CHASSARD	Electro-radiologie
GARMIER	Obstétrique
DUMAS	Stomatologie
SCHNEPP	Orthopédie
NOEL	Médecine générale

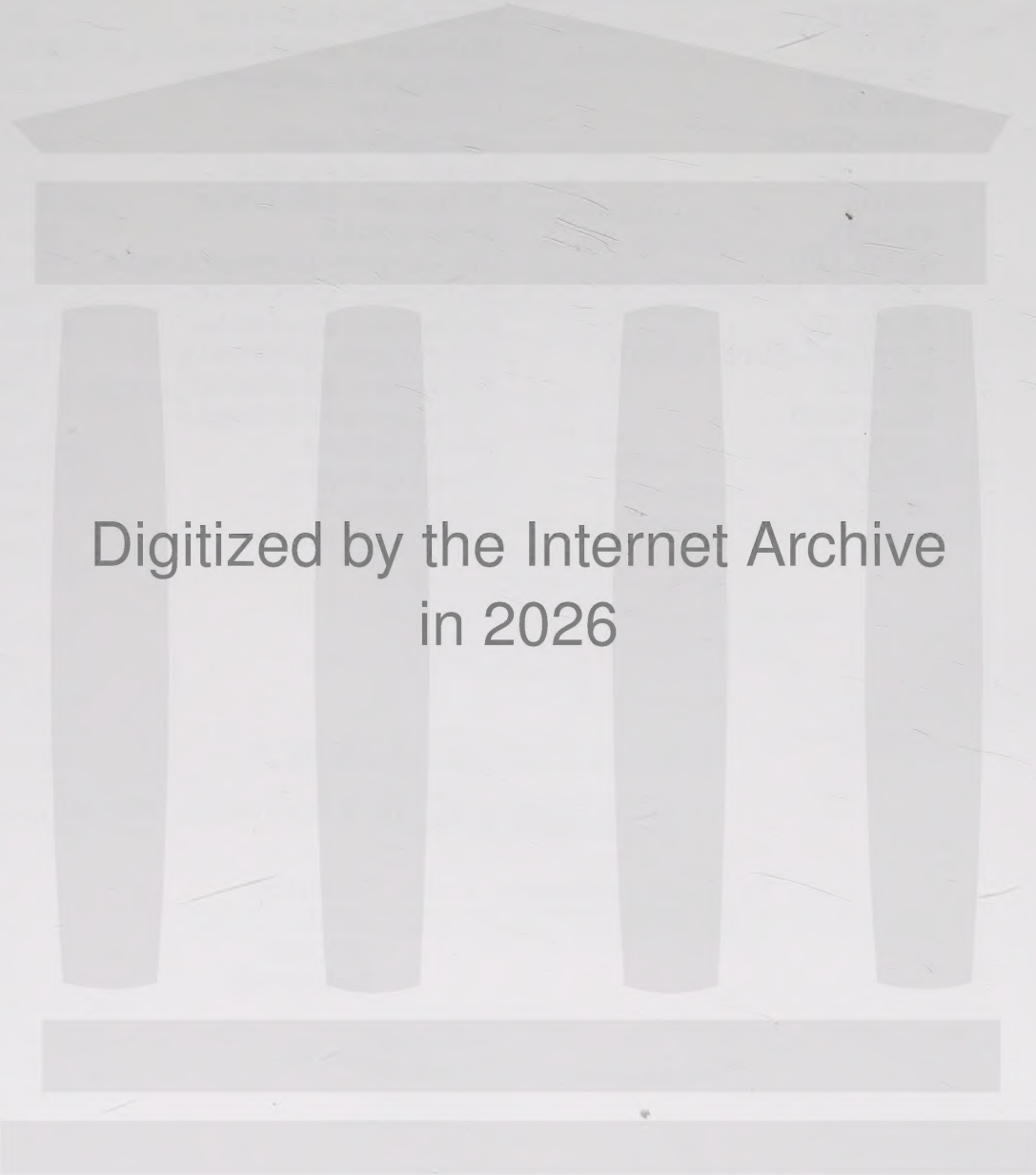
Examineurs de la Thèse :

- Président : M. le Professeur BERGER
- Assesseurs : MM. DARGENT
NOEL
PEYRIN
LAHNECHE

-:-:-:-:-

-:-:-

-:-



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41553409_0009

A L A M E M O I R E D E M O N P E R E

Ingénieur des Arts et Métiers

AIX - promotion 1930-1933

A MA MERE

Elle a consenti pour moi de grands sacrifices .

En témoignage de ma reconnaissance et de toute
mon affection .

A MA FEMME ET A MON FILS

Avec tout mon amour .

Nous avons voulu unir toutes nos joies et toutes
nos peines .

Ce travail est donc le leur .

A MES BEAUX - PARENTS

Ils m'ont toujours considéré comme un fils .

Qu'ils trouvent ici la preuve de ma très grande affection .

A TOUTE MA FAMILLE

A TOUS MES AMIS

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur BERGER

Professeur de Physique Nucléaire
Appliquée à la Médecine

Il nous a fait le grand honneur de nous confier ce sujet de travail et d'accepter de présider ce jury .

Au cours du cycle de Conférences pour l'attestation à l'usage des Utilisateurs de Radio-éléments, nous avons pu recueillir sa haute compétence et apprécier son sens pédagogique .

Même pour un temps très court, il n'a pas hésité à nous intégrer à son laboratoire .

Nous le prions de bien vouloir trouver ici l'expression de notre gratitude et de notre très respectueux attachement .

A NOS JUGES

Monsieur le Professeur M. DARGENT

Professeur de clinique Cancérologique .

Nous le remercions du grand honneur qu'il nous a fait en nous accueillant au CENTRE LEON BERARD et en acceptant de juger ce travail .

Sa très grande autorité en Cancérologie lui permettra de cataloguer définitivement ce nouveau radioiode .

Monsieur le Professeur Agrégé G. NOEL

Au cours de nos études médicales, nous avons tour à tour pu admirer la richesse de ses connaissances, la clarté de son enseignement et ses grandes qualités humaines au chevet du malade .

Il accepte maintenant de juger ce travail .

Nous l'en remercions vivement et le prions de trouver ici l'expression de notre profonde admiration et notre sincère reconnaissance .

Monsieur le Professeur Agrégé J. O. PEYRIN

Il a eu la gentillesse de nous apporter sa haute contribution technique en radiobiologie tout le long de notre séjour dans le Laboratoire de Physique Biologique de la Faculté .

Nous le prions de trouver ici l'expression de notre vive gratitude .

Monsieur le Docteur B. LAHNECHE

Chef du Service des Isotopes du Centre Léon Bérard .

Il aurait pu ne nous apporter que son savoir et sa grande expérience, mais il a tenu à y ajouter une réconfortante amitié et une aide de tous les instants .

C'est avec un grand respect et une haute estime que nous le quittons .

Qu'il veuille bien trouver dans ces quelques mots l'expression de notre vive gratitude .

A TOUT LE PERSONNEL DU LABORATOIRE DE PHYSIQUE BIOLOGIQUE
DE LA FACULTE DE MEDECINE ET DU SERVICE DES ISOTOPES
DU CENTRE LEON BERARD

Ils ont tous, directement ou indirectement,
contribué à l'élaboration de ce travail . Nous tenons à
leur témoigner toute notre gratitude .

Nous remercions néanmoins tout particulièrement :

Madame M. LAMBERT

Elle a suivi toutes les étapes
de ce travail et nous a apporté une aide constante et sa
grande expérience .

Monsieur ESPINASSE

Mademoiselle Cl. FEU

Madame BLAIN

Monsieur GUIOT - DESVARENNES

Qui a construit une grande partie
de notre matériel d'expérience .

A Monsieur le Professeur J. TOUSSET

Maître de Conférences - Laboratoire de
CHIMIE NUCLEAIRE à l'INSTITUT de PHYSIQUE NUCLEAIRE de LYON

Sa haute compétence et son amitié nous ont
permis de résoudre de nombreux problèmes du domaine de la
Physique Nucléaire .

A NOS MAITRES DES HOPITAUX CIVILS

Monsieur le Professeur GIRAUD

Monsieur le Professeur F. PAUPERT - RAVALT

Monsieur le Professeur A. VACHON

Qui ont bien voulu, pendant
de longs mois, nous intégrer dans leur service .

A MONSIEUR LE MEDECIN GENERAL INSPECTEUR BORON

Professeur Agrégé du Val de Grâce

Directeur de l'Ecole du Service de Santé Militaire et de
l'Hôpital Militaire d'Instruction DESGENETTES

A MONSIEUR LE MEDECIN COLONEL GROSSETETE

Bactériologiste des Hôpitaux des Armées

Médecin - Chef de l'Hôpital Militaire d'Instruction DESGENETTES
Sous - Directeur de l'Ecole du Service de Santé Militaire

A mes MAITRES de l'HOPITAL MILITAIRE D'INSTRUCTION DESGENETTES

et tout particulièrement à

Monsieur le Médecin Colonel R. COUTURE

Monsieur le Médecin Colonel R. PAPET

Monsieur le Médecin Lt. Colonel R. PY

Monsieur le Médecin Commandant P. ROUBINET

Monsieur le Médecin Commandant J. QUINARD

Monsieur le Médecin Capitaine P. PICHAT

Monsieur le Médecin Capitaine J. MOURET

Monsieur le Médecin Capitaine H. BLANCHON

Monsieur le Médecin Capitaine A. BESCHER

Electro-radiologistes et assistants des Hopitaux des Armées

Pendant une année, ils nous ont conseillé et instruit avec une autorité qui n'a jamais exclu l'amitié .

Qu'ils veuillent bien accepter ici notre reconnaissance et notre respectueuse sympathie .

Monsieur le Médecin Commandant BUISSIÈRE

Spécialiste de Recherche du Service de Santé des Armées

Sa technique de moulage plastique sous vide nous a permis de réaliser de nombreux fantômes thyroïdiens et cardiaques .

Nous l'en remercions vivement .

A TOUS MES CAMARADES DE PROMOTION

et en particulier :

Messieurs les Médecins Lieutenants

F. X. FABRESSE

P. LARROQUE

Ph. ROQUEJEOFFRE

J. ROBERT

I N T R O D U C T I O N

On connaît à l'heure actuelle 20 isotopes radio-actifs de l'Iode stable (I^{127}_{53}). Dans le domaine des radio-éléments la pathologie thyroïdienne a été dominée, jusqu'à présent, par l'Iode I3I (I^{131}_{53}), mais les progrès de la physique biologique ont permis d'orienter plus particulièrement les travaux vers deux autres isotopes, l'Iode I32 (I^{132}_{53}) et l'Iode I25 (I^{125}_{53}) .

Le but essentiel de cette thèse, effectuée au Laboratoire de Physique Biologique de la Faculté et au Service des Isotopes du Centre Léon BERARD, sera de dégager les "problèmes relatifs à l'utilisation médicale de l'Iode I25 dans le domaine Thyroïdien" .

Nous tâcherons de mener à bien ce travail en exposant successivement un bref historique, un rappel sur des données physiques simples dont nous aurons constamment besoin par la suite, une étude sur les différents problèmes que pose l'utilisation de l'Iode I25 dans un bilan thyroïdien et enfin une comparaison dosimétrique .

CHAPITRE PREMIER

H I S T O R I Q U E

L'utilisation des radioisotopes dans l'étude du corps thyroïde est passée par différentes étapes qui peuvent être schématisées de la façon suivante :

I - En 1936 HAMILTON & SOLEY utilisaient, pour la première fois, l'Iode radioactif comme instrument d'investigation clinique chez l'homme . Dans les années qui suivirent, les techniques d'examen du corps thyroïde par l'Iode I31 se complétèrent progressivement et l'on passa de la mesure de la fixation thyroïdienne, à la détermination de l'élimination urinaire cumulée, à l'étude de la radioactivité sanguine ... Notons toutefois que les premières cartographies n'apparurent qu'en 1951 .

II - En 1946 REID & KESTON (57) irradièrent du tellure (corps naturel présentant plusieurs isotopes) par des deutons de 14,5 Mev. . Un échantillon des radioéléments obtenus présentait de la radioactivité 6 mois après sa préparation . Les auteurs pensèrent que le corps obtenu ne pouvait pas être l'isotope I31 de l'Iode (6 mois représentant environ 22 périodes) . Ils l'appelèrent alors I ¹²⁹ compte tenu de l'important pourcentage du tellure I28 dans le produit irradié .

Ce n'est que 6 mois plus tard que GLENDENIN & EDWARDS (34) montrèrent qu'il s'agissait de l'isotope I25 de l'Iode par une étude du spectre énergétique d'émission .

III - En Juin 1960 MYERS & VANDEERLEEDEN (49) publièrent dans "The Journal of Nuclear Médecine" un article intitulé "RADIOIODINE I25" . Ce travail princeps sert à l'heure actuelle de base à toutes les publications sur l'Iode I25 .

IV - Par la suite de nombreuses écoles Anglo-Saxonnes ont étudié les différents problèmes théoriques et pratiques posés par l'emploi de l'Iode I25 en médecine . En ce qui concerne le Bilan Thyroïdien complet, seules les publications de 1965 et 1966 nous ont apporté une explication plus précise à de nombreux problèmes passés jusqu'alors sous silence .

Pour notre part, durant cette année universitaire, nous avons tenté de mettre au point l'utilisation de l'Iode I25 en pathologie thyroïdienne .

CHAPITRE II

L'IODE I25 - PRODUCTION - PROPRIETES RADIOACTIVES

PRODUCTION DE L'IODE I25

PROPRIETES RADIOACTIVES

A/ - Rappel sur quelques types de désintégrations radioactives entrant dans le cadre d'une étude sur l'Iode I25 :

- Capture Electronique, Rayonnement de fluorescence, effet Auger, Transition Isomérique, Conversion Interne, ...

B/ - Schéma de Désintégration de l'Iode I25

QUELQUES NOTIONS COMPLEMENTAIRES

CHAPITRE II

L'IODE I25 - PRODUCTION - PROPRIETES RADIOACTIVES

L'utilisation de ce nouveau radioiode nous a obligé à étudier sa production et ses propriétés radioactives, afin de les comparer à celles, plus connues, de l'Iode I31.

Afin d'alléger un texte qui deviendrait rapidement une énumération de chiffres fastidieux, nous nous sommes efforcés de grouper ces données en différents tableaux et schémas auxquels nous prions le lecteur de bien vouloir se référer.

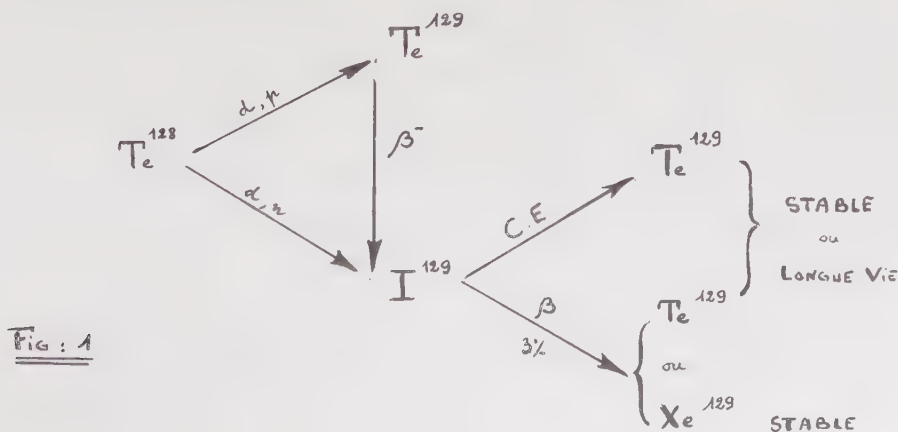
PRODUCTION DE L'IODE I25

Lorsque nous nous sommes occupés de cette question, il nous a été possible de ramener une dizaine de modes de production de cet isotope.

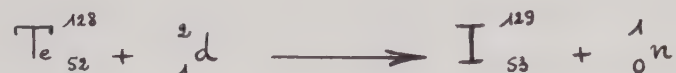
Nous avons cru bon de ne conserver que 2 d'entre eux.

I/ - Le premier d'intérêt historique.

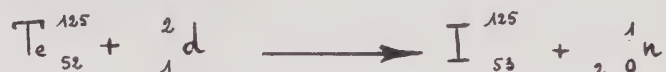
Lorsque en 1946 REID & KESTON (57) pensaient avoir fabriqué de l'Iode I29, ils proposaient le schéma suivant :



L'isotope I28 (Te I28) étant très abondant (32,8 %) dans la solution qu'ils bombardaient avec des deutons de 14,5 Mev grâce au cyclotron du "MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY", ils pensèrent que la réaction pouvait s'écrire :



La solution produite émettant encore un rayonnement 6 mois après sa production, ils lui accordèrent une longue période . C'était en fait de l'Iode I25 et on aurait dû écrire à l'époque :

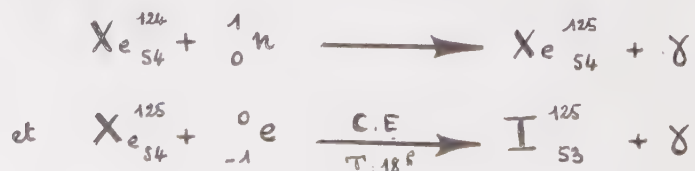


En effet, le Tellure naturel comprend ces isotopes au pourcentage suivant : Te I25 (6,99 %) Te I24 (4,61 %) (I2)

2/ - Le second est plus récent .

Il nous provient de l'Argonne Cancer Research Hospital Chicago I963 .

L'isotope Xe I24 du xenon naturel (0,094 %) est irradié par un flux de neutrons dans un réacteur nucléaire (pile nucléaire) . On peut utiliser le Xenon soit à l'état naturel, soit enrichi en I24 . Cette irradiation donne naissance à du Xe I25 qui va se désintégrer par capture électronique (C.E.) en I I25 ; On peut donc écrire ces deux étapes sous la forme :



L'Iode I25 que nous recevons actuellement au Laboratoire est produit selon la technique (n,γ) que nous venons de décrire ci-dessus .

La simplicité de ces formules ne doit pas nous faire oublier 2 problèmes d'ordre technique et pratique .

1/- Le premier réside dans le fait que toute production

d'Iode I25 est de nos jours contaminée par la formation simultanée d'Iode I23 (T. 14 h.) I.I24 (T = 4,5 J.) et I.I26 (T = 13 J.) suivant le mode de préparation (37) .

Cette présence d'isotopes non recherchés se fait à des taux variables suivant la technique de production.

- En 1946 cette contamination était de l'ordre de 10 %. Le problème avait été résolu à l'époque par les auteurs en laissant vieillir la solution produite afin que seul l'Iode de période la plus longue (I.I25) subsiste. En fait cette technique n'est pas rentable car, selon le temps de vieillissement de la préparation, une perte de 25 à 80 % de la radioactivité est possible .

- Lors de la production de l'Iode I25, à partir du Xenon, il se produit une contamination par l'Iode I26 . Cette perturbation est cependant très faible puisqu'elle est de l'ordre de 2 % . La production de l'Iode I26 est obtenue par bombardement de l'Iode I25 produit au fur et à mesure de la préparation par des neutrons . On peut écrire en plus de la réaction de production (n,γ) décrite page 6 :



2/- Le second est tout simplement un problème de rentabilité, l'Iode I25 étant, à l'heure actuelle, beaucoup moins utilisé il pose encore quelques problèmes pratiques : coût plus onéreux ; préparation manuelle au laboratoire des doses à administrer aux malades, d'emploi moins commode que les capsules d'Iode I31 .

-LES PROPRIETES RADIOACTIVES DE L'IODE I25

L'Iode I25 est un radioélément de période radioactive (T) de 60 jours (49) . Au cours de sa désintégration il se transforme en Tellure I25 en émettant essentiellement (95 %) un rayonnement X monochromatique de 27,4 Kev. Les 5 % de rayonnement restant sont émis sous la forme de photons γ de 35,4 Kev.

Expérimentalement MYERS a étudié la couche de demi absorption (C.D.A.) correspondant à ce rayonnement X de 27,4 Kev. , elle est de 2, 25 cm. d'eau. En utilisant la formule habituelle :

$$C.D.A. = \frac{0,693 I_5}{\mu_m \rho} \quad \text{ou} \quad \begin{array}{l} \rho \text{ est la Masse Volumique} \\ \text{en g/cm}^3 \\ \mu_m \text{ est le coefficient} \\ \text{d'absorption massique} \\ \text{en cm}^2/\text{g} \end{array}$$

Cet auteur obtient les C.D.A. correspondant aux différents corps étudiés. Nous résumons l'ensemble dans le tableau suivant :

Corps absorbant	Masse Volumique	μ_m	C.D.A. en cm.
Eau	1,00	0,425	1,65
Al	2,717	1,44	0,177
I Na	3,667	10,2	0,0185
Cu	8,927	14,0	0,0055
Pb	11,29	40,5	0,00152

μ_m provenant d'une extrapolation graphique des résultats de Mc GINNIES .

Sans vouloir dès maintenant exploiter toutes les données ci-dessus, nous pouvons néanmoins remarquer qu'un " container " ayant une épaisseur de 1 mm. de plomb (70-C.D.A.) permet une protection très satisfaisante du personnel utilisant ce radioélément tout en conservant une extrême maniabilité .

L'étude du schéma de désintégration de l'Iode I25 fait appel à quelques phénomènes physiques que nous nous permettons de rappeler au lecteur dans un premier chapitre. Une deuxième partie nous amènera à utiliser ces données premières afin de développer la désintégration de ce corps radioactif.

(A) - RAPPEL SUR QUELQUES TYPES DE DESINTEGRATION RADIOACTIVE ENTRANT DANS LE CADRE D'UNE ETUDE SUR L'IODE I25.

Nous étudierons dans ce paragraphe la capture électronique ; la transition isomérique ; l'effet Auger et leurs conséquences .

I - LA CAPTURE ELECTRONIQUE

- LE PHENOMENE

Parmi toutes les modifications que peuvent subir les noyaux radioactifs au cours de leurs désintégrations, la capture électronique (C.E) est une transmutation particulière de ce noyau qui attire un ou plusieurs électrons d'une des couches électroniques profondes orbitant autour du noyau . Le plus souvent cette capture se fait au dépend de la couche K mais les autres orbites peuvent être intéressées .

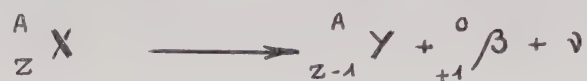
L'équilibre électronique de l'atome se trouve ainsi perturbé . En effet lors de l'arrivée de cette charge négative (${}^0_{-1}e$) un proton (1_1p) se transforme en neutron (1_0n) selon la réaction :



et par ce fait le corps étudié se trouve décalé d'un rang vers la gauche dans la classification de MENDELEEF (de Z il passe à Z-I). Le phénomène est régit par la réaction :



Remarquons que dans une désintégration β^+ un corps radioactif se transforme de la même manière en un isotope de l'élément qui le précède dans la classification de MENDELEEF. . On peut écrire la réaction :



Dans cette transformation un proton se transforme en un neutron, soit :



Cette comparaison peut même être poussée plus loin . Lorsqu'on étudie, selon un ordre croissant de Z, les diverses transmutations des noyaux atomiques , on s'aperçoit que "l'émission β^+ " est compétitive vis à vis de la "capture électronique" .

La probabilité d'existence d'une capture électronique plutôt qu'une émission β^+ augmente au fur et à mesure que le Z du corps croît . Par ailleurs cette émission n'a lieu que si la différence des masses atomiques entre les corps $\begin{matrix} A \\ Z \end{matrix} X$ et $\begin{matrix} A \\ Z-1 \end{matrix} Y$ est au minimum égal à deux fois la masse de l'électron au repos (1,02 Mev.) .

Dans le cas particulier de l'Iode I25, la capture électronique se fait dans 100 % des cas (80 % au dépend de la couche K et 20 % au dépend de la couche L) . Il n'existe donc aucun rayonnement β^+ .

II - SES CONSEQUENCES

I - LE RAYONNEMENT DE FLUORESCENCE

La capture par le noyau d'un électron de la couche K (par exemple) crée un "trou électronique" . Cette couche est dès lors ionisée et cette "case vide orbitaire" est immédiatement comblée par un électron d'une couche plus périphérique . Ce phénomène se répercute sur les différentes couches électroniques provoquant ainsi des sauts successifs d'électrons . Lors de chaque transition, un "rayonnement monochromatique de fluorescence" est émis . Il est de faible énergie et toujours $\ll$ à 100 Kev. . De plus, il est caractéristique du type de noyau produit (${}_{Z-I}^A Y$) .

L'énergie totale d'un électron d'une couche électronique donnée est toujours supérieure à celle des électrons des couches plus internes . Dans la transition d'un électron de la couche L à la couche K (notre exemple) la variation d'énergie est émise sous forme de photons de fluorescence selon la réaction :

$$h\nu = E_L - E_K \quad \left\{ \begin{array}{l} h = \text{Constante de Planck} \\ \nu = \text{La fréquence du rayonnement de fluorescence} \\ h\nu = \text{Le Quantum d'énergie de ce rayonnement} \\ E_K = \text{Energie totale de la couche K} \\ E_L = \text{Energie totale de la couche L} \end{array} \right.$$

Habituellement, l'expression du quantum de fluorescence $h\nu$ est exprimée en fonction des énergies de liaison des électrons de chaque couche électronique . Rappelons que l'énergie de liaison d'un électron de la couche K (W_K), par exemple, est égale à l'énergie nécessaire pour séparer cet électron de l'atome sans lui fournir d'énergie cinétique . Les énergies de liaisons des électrons diminuent lorsqu'on s'éloigne du noyau .

Le quantum de fluorescence obtenu lors d'une transition d'un électron de la couche L à la couche K est définie par l'égalité suivante :

$$h\nu = W_K - W_L \quad \left\{ \begin{array}{l} h\nu = \text{le quantum d'énergie de ce rayonnement} \\ W_K = \text{l'énergie de liaison de la couche K} \\ W_L = \text{l'énergie de liaison de la couche L} \end{array} \right.$$

2 - L'EFFET AUGER -

L'émission de photons de fluorescence se trouve en compétition avec un autre phénomène : l'effet AUGER. Dans cet effet, lors de la transition d'un électron de la couche L vers la couche K (par exemple) le quantum d'énergie ($W_K - W_L$) n'est pas émis sous forme de rayon fluorescence ; il sert à éjecter un électron de la couche L. Il est à remarquer que cette dernière est alors doublement ionisée.

La probabilité de l'effet AUGER varie en fonction de Z, elle diminue lorsque Z croît.

Nous citons quelques exemples :

pour Z = 10	la probabilité =	90 %
Z = 30	"	= 53 %
Z = 50	"	= 15 %

3 - LA TRANSITION ISOMERIQUE -

Le noyau qui vient de capter un électron est dès lors dans un état "excité" d'énergie supérieure à celle de l'état fondamental. Il tend toujours à revenir, soit directement, soit par plusieurs paliers, vers cet état stable. L'excédent d'énergie est emporté sous forme de photons γ . Ce phénomène est appelé transition isomérique.

Lors du passage de ces photons dans l'atome deux éventualités peuvent avoir lieu :

- Traversée de l'atome : sans échange énergétique. Ces radiations Gamma sont dénommées
Photons γ non convertis

- Choc avec un électron : lors de cette collision l'électron est arraché à l'atome et projeté avec une énergie cinétique (E_c) définie par :

$$h\nu = W_K + E_c \quad \left\{ \begin{array}{l} h\nu = \text{le quantum d'énergie du rayonnement initial} \\ W_K = \text{énergie de liaison d'un électron K} \\ E_c = \text{énergie cinétique de l'électron éjecté} \end{array} \right.$$

Cet électron expulsé sera, par définition, un électron de conversion interne ; suivant sa couche électronique d'origine on parlera d'électron de conversion interne K. L. M. (e^- K. L. M. de C. I.)

Il est à remarquer que, comme dans le cas de la capture électronique, la couche ayant perdu un électron est ionisée. Toutes les conséquences décrites précédemment (page II) interviennent lors du processus de conversion interne.

III - QUELQUES EXEMPLES DE CAPTURE ELECTRONIQUE -

De nombreux corps radioactifs se désintègrent par l'intermédiaire du phénomène "Capture Electronique". Nous en citerons quelques uns d'usage courant en scintigraphie médicale. (17 ; 39 ; 50)

I - LE CHROME 51 = C_{r24}^{51}

utilisé sous forme de chromate dans le marquage des hématies et les scintigraphies spléniques. Il se transforme en vanadium (Va_{23}^{51}) par capture électronique et émission γ . On peut écrire :



Sa période est de 27,8 jours. Il ne possède pas de rayonnement β^+ . Le rayonnement émis est composé d'une raie X de fluorescence de 4,9 Kev et de photons γ d'une énergie de 0,325 Mev.

II - LE MERCURE 197 Hg $^{197}_{80}$

que l'on emploie dans le marquage des dérivés organo-mercuriels (Bromo mercuri hydroxy propane : BMHP-197 Hg) pour la scintigraphie splénique.

Il se transforme de la même manière en Or (Au^{197}_{79}) et l'on peut écrire :



Sa période est de 2,7 jours. Le rayonnement émis comprend des photons γ de 0,191 Mev et surtout de 0,077 Mev, ainsi que deux raies X de fluorescence de 10 et 69 Kev.

III - DE MEME NOUS NOMMERONS

- L'iode 124

β^+ : 2,13 (13 %) - 1,53 (13 %)

C.E : 72 %

T : 4,5 j.

γ : max 2,7

le plus fréquent 0,6 (62 %) Energie en Mev.

- L'iode 126

$$\beta^- = 0,38 - 1,25 \text{ (44 \%)}$$

$$\beta^+ = 1,11 \text{ (1 \%)}$$

$$C.E = 55 \%$$

$$T = 13,3 \text{ j.}$$

$$\gamma = \text{max } 1,42$$

le plus fréquent 0,39 (36 %)

Energie en Mev

(B) - ETUDE DU SCHEMA DE DESINTEGRATION DE L'IODE 125

Cette étude doit s'envisager dans son ensemble et dans l'intimité de ses phénomènes.

I - LE SCHEMA PROPREMENT DIT -

Ces considérations physiques générales nous permettent de décrire le schéma de désintégration de l'Iode 125.

Dès sa production, l'Iode 125 se désintègre en devenant du Tellure 125. Cette transformation se fera en deux étapes : une capture électronique (C. E.) et une transition Isomérique (T. I.)

Le tableau ci-dessous provient du "Journal of Nuclear Medicine" dans lequel MYERS & WANDERLEEDEN décrivent les différentes étapes de la désintégration (49). Nous nous bornerons ici à le commenter.

— Par capture électronique, et seulement par ce procédé, l'Iode 125 franchit la première étape de sa décroissance qui l'amène au premier niveau d'énergie d'excitation du Tellure 125 (de 35,4 Kev).

Cette capture électronique se fait avec une période de 60 jours, essentiellement au dépend de la couche K (80 %). Les 20 % restants se font au niveau de la couche L. Les ionisations sur la couche K provoquent l'émission de

photons de fluorescence avec un rapport de fluorescence : ω_K égal à 0,885. L'émission de raies X K_{α} (27,4 Kev) émergeant de l'atome a donc lieu dans $80 \% \times 0,885 = 68,4 \%$ des désintégrations de l'Iode 125. L'émission d'électrons Auger, lors de la capture K, se fait en compétition avec le rayonnement de fluorescence ci-dessus. Cet effet Auger se remarque donc dans $80 - 68,4 = 11,6 \%$ des désintégrations de ce radio-élément.

Lors de la capture L (20 %) le même raisonnement pourra être suivi en remarquant que le rapport de fluorescence ω_L est de 0,12. Nous en déduisons :

- le pourcentage de l'émission de la raie L_{α} $20 \% \times 0,12 = 2,4 \%$ des désintégrations.

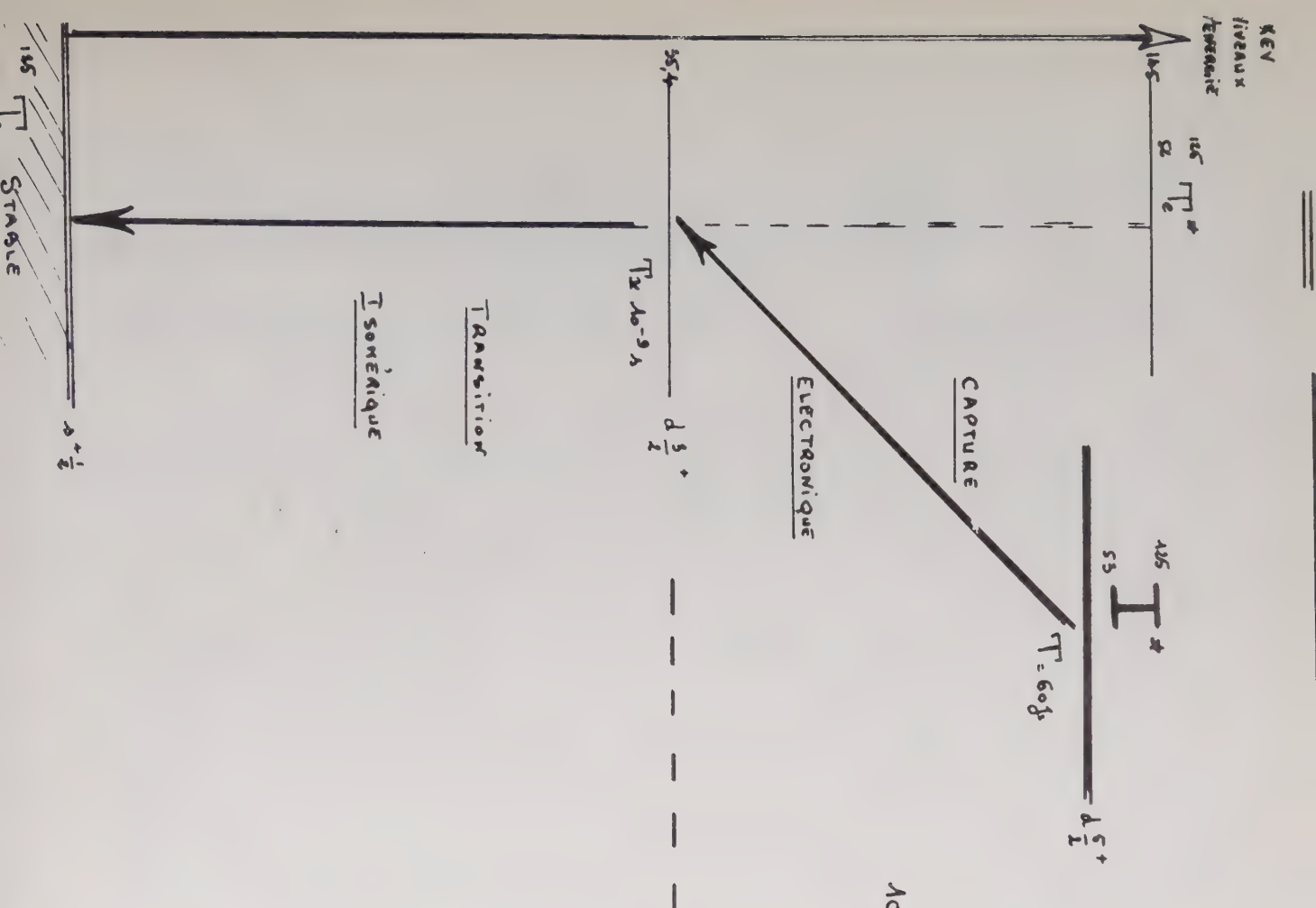
- celui de l'effet Auger $20 \% - 2,4 \% = 17,6 \%$.

— par transition isomérique : le Tellure 125 d'énergie de 35,4 Kev produit par la capture électronique précédemment décrite passe, avec une période de l'ordre de 10-9seconde , à son niveau stable. Il s'en suit une émission d'un photon γ de 35,4 Kev.

- 7 % d'entre eux sortent intact de l'atome sans aucune conversion interne.

- 93 % donnent des électrons de conversion interne, niveau des couches K (80 %) ; L (11 %) ; M (2 %).

L'éjection d'un électron K de conversion interne, par exemple, provoque une ionisation de la couche K. En effet ce trou électronique peut être comblé par un électron de la couche L, des photons de fluorescence K_{α} de 27,4 Kev sont à nouveau émis.



TYPEs de DÉSIGNIFICATIONS	PROPORTION de RADIATION	ÉNERGIE de DÉSIGNIFICATION	ÉNERGIE de TYPE de RADIATION
<u>CAPTURE</u> <u>K</u> 80%	{ 0, 855 68,4 11,6 1,4 10,2	{ 27,4 KeV K_{α} Raies X 22,5 KeV Electron Auger 3,77 KeV L_{α} Raies X 2,77 KeV Electron Auger	{ 35,4 KeV Photons γ 3,6 KeV Electron K_{α} Raies X 27,4 KeV K_{α} Raies X 22,5 KeV Electron Auger 3,77 KeV L_{α} Raies X 2,77 KeV Electron Auger
<u>CAPTURE</u> <u>L</u> 20%	{ 0, 12 2,4 17,6	{ 3,77 KeV L_{α} Raies X 2,77 KeV Electron Auger	{ 35,4 KeV Photons γ 3,6 KeV Electron K_{α} Raies X 27,4 KeV K_{α} Raies X 22,5 KeV Electron Auger 3,77 KeV L_{α} Raies X 2,77 KeV Electron Auger
<u>PHOTONS γ</u> <u>NON CONVERSATIFS</u> 7% ± 2	{ 80 68,4 11,6 1,4 10,2	{ 3,6 KeV Electron K_{α} Raies X 27,4 KeV K_{α} Raies X 22,5 KeV Electron Auger 3,77 KeV L_{α} Raies X 2,77 KeV Electron Auger	{ 35,4 KeV Photons γ 3,6 KeV Electron K_{α} Raies X 27,4 KeV K_{α} Raies X 22,5 KeV Electron Auger 3,77 KeV L_{α} Raies X 2,77 KeV Electron Auger
<u>CONVERSION</u> <u>L</u> 14% $\pm 2\%$	{ 0, 12 2,4 17,6	{ 3,77 KeV L_{α} Raies X 2,77 KeV Electron Auger	{ 35,4 KeV Photons γ 3,6 KeV Electron K_{α} Raies X 27,4 KeV K_{α} Raies X 22,5 KeV Electron Auger 3,77 KeV L_{α} Raies X 2,77 KeV Electron Auger
<u>CONVERSION</u> <u>K</u> 80% $\pm 5\%$	{ 0, 855 68,4 11,6 1,4 10,2	{ 3,6 KeV Electron K_{α} Raies X 27,4 KeV K_{α} Raies X 22,5 KeV Electron Auger 3,77 KeV L_{α} Raies X 2,77 KeV Electron Auger	{ 35,4 KeV Photons γ 3,6 KeV Electron K_{α} Raies X 27,4 KeV K_{α} Raies X 22,5 KeV Electron Auger 3,77 KeV L_{α} Raies X 2,77 KeV Electron Auger

II - L'ETUDE PRECISE DES PHENOMENES DE LA DESINTEGRATION EN CE QUI CONCERNE L'IODE 125 -

Après cet exposé général et sommaire des faits physiques, nous allons appliquer ces données à l'étude de l'Iode 125.

Par capture électronique l'Iode 125 se désintègre en donnant du Tellure 125. Nous allons exposer les conséquences de cette capture électronique, ce sera donc au niveau du Tellure 125 que le problème devra s'étudier.

Les électrons orbitaires du Tellure 125 gravitent autour du noyau sur des couches et sous couches appelées K, L_I , L_{II} , L_{III} , M_I , M_{II} , M_{III} , M_{IV} , M_V . A ces différents étages correspondent des énergies de liaison propre à l'étage et au corps étudié. Pour notre part nous nous sommes fondés sur les données des "Nuclear Spectroscopie Tables" (75) en association avec les résultats obtenus par MYERS & WANDERLEEDENN publiés dans le "Journal of Nuclear Medicine" (49) (voir Fig II, page I7).

Avec de telles références nous pourrons utiliser les différentes énergies de liaisons suivantes (en Kev) du Te^{125}_{52} :

W_K	W_{LI}	W_{LII}	W_{LIII}	W_{MI}	W_{MII}	W_{MIII}	W_{MIV}	W_{MV}
31,815	4,939	4,613	4,342	1,006	0,869	0,818	0,583	0,57

Dans laquelle W_K est l'énergie de liaison de la couche K ;
 W_{LI} est l'énergie de liaison de la couche L_I et ainsi de suite..

La disparition d'un électron d'une couche orbitaire provoque une ionisation de cette couche. Comme nous l'avons déjà énoncé dans les pages précédentes, différentes conséquences s'en suivent en particulier un rayonnement de fluorescence et un effet Auger.

Avant de commencer une étude précise de ces différents phénomènes, il est bon de remarquer que :

- I - Ces sauts d'électrons se feront, pour un Z donné, avec prédilections en faveur de certaines couches et sous couches.
- II - L'énergie de liaison d'une couche ionisée est légèrement différente de celle à l'état stable. Dans ce travail à orientation médicale nous n'en tiendrons compte en aucun cas.
- III - L'énergie rendue disponible par la perte d'un électron se retrouve dans la somme des énergies de ses conséquences.

Par exemple : la capture d'un électron K d'énergie de liaison $W_K = 31,815$ Kev peut entraîner comme conséquence le saut d'un électron de la couche L, d'énergie de liaison $W_L = 4,342$, sur la couche K ; on peut écrire aux approximations près :

$$W_K \simeq W_L + \text{Energie du photon émis}$$

soit :

$$31,815 \simeq 4,342 + 27,4 \text{ en Kev}$$

Envisageons maintenant ces différentes possibilités dans le cas de l'Iode 125.

La capture K -

Le tableau proposé par MYERS nous indique que sur 100 noyaux qui se désintègrent 80 le font par capture d'un électron K.

Il s'en suit :

- une raie X de fluorescence $R_X K_{\alpha}$ de 27,4 Kev
 - une émission d'un électron Auger de 22,5 Kev
- eux-mêmes entraînant l'apparition
- d'une raie X de fluorescence $R_X L_{\alpha}$ de 3,77 Kev
 - d'un électron Auger de 2,77 Kev

Retrouvons ces données en étudiant la Fig III. La capture d'un électron K d'énergie de liaison de 31,815 Kev provoque une ionisation de cette couche profonde. Un électron quelconque des couches orbitaires plus externes peut venir combler ce "trou électronique". Dans le cas du Tellure 125 il s'agit le plus souvent d'un électron L_{III} (4). L'excédent d'énergie sera émis sous la forme d'un photon de fluorescence de $31,815 - 4,342 = 27,4$ Kev (2).

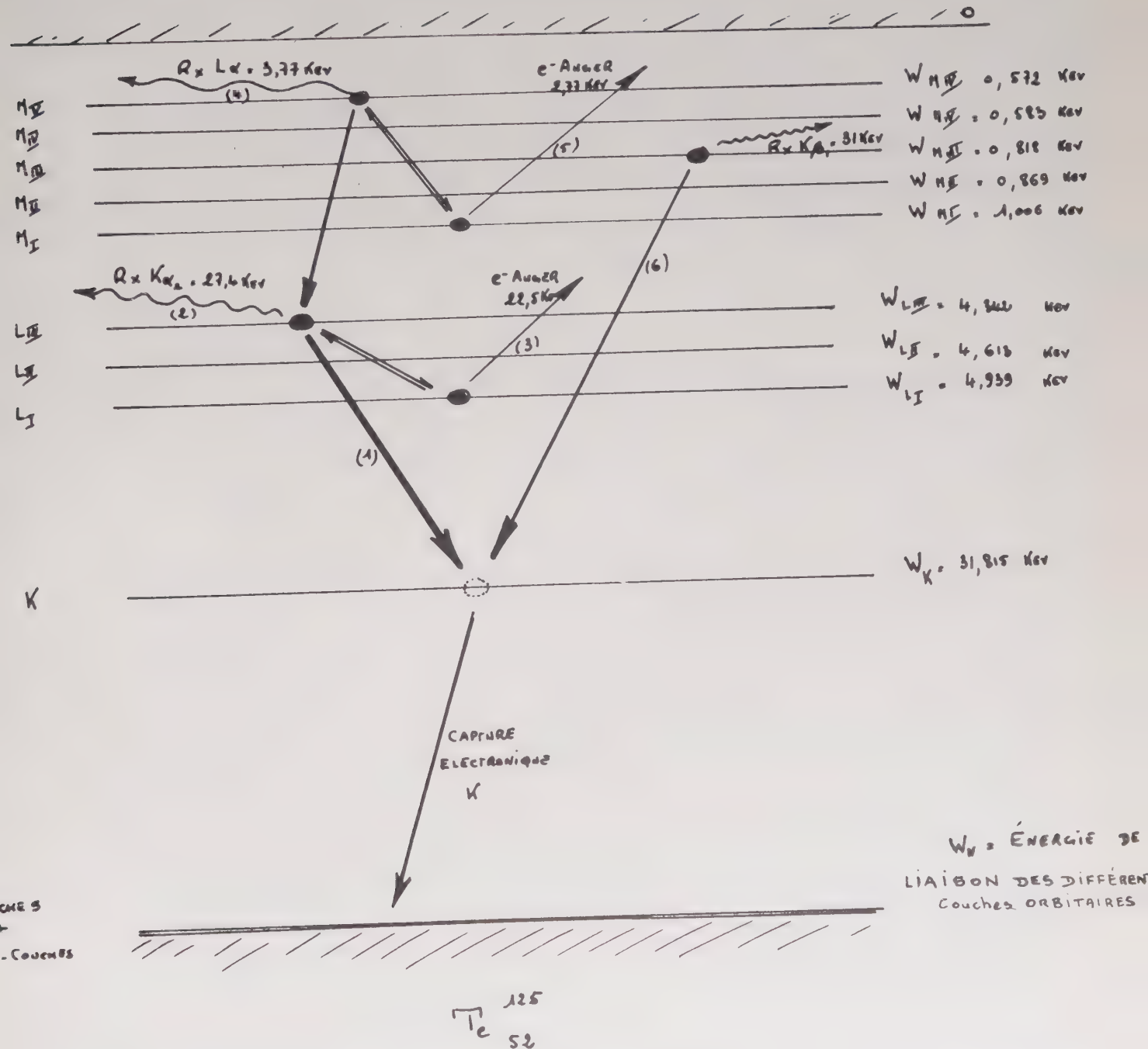
La transition électronique $L_{III} \rightarrow K$ correspond à la raie X de fluorescence K L_{III} appelée aussi raie X $K\alpha_2$.

Comme nous l'avons exposé dans nos rappels physiques (pages précédentes) l'émission de raies de fluorescence est en compétition avec l'effet Auger. Ainsi cet excédent d'énergie pourra, dans un certain nombre de cas, ($I - \omega K$ soit $I - 0,855 = 0,145$ si ωK est le rapport de radiation de la raie de fluorescence K ci-dessus) servir à arracher un électron de sa couche orbitaire et à l'expulser hors de l'atome. L'énergie de cet électron nous a été donné par MYERS comme égale à 22,5 Kev ; cela semble indiquer que l'électron (3) éjecté appartient à la sous couche L_I d'énergie de liaison de 4,9 Kev en effet $27,4 = 22,5 + 4,9$. De plus cette interaction $L_I - L_{III}$ est classique. Ce sera un électron Auger K - $L_I L_{III}$ (K par le fait que c'est une capture K, $L_I L_{III}$ en rapport avec l'interaction).

Ce saut de l'électron de la couche L sur la couche K ionisera la couche L et ce trou électronique va se répercuter sur la couche M.

Un électron de la couche M va venir combler la disparition de l'électron L. MYERS nous indique que la raie $L\alpha$ émise à une énergie de 3,77 Kev (4) ; cela correspond à l'excédent d'énergie provenant du saut d'un électron de la sous couche M_V à L_{III} ($4,342 - 0,573 = 3,77$ Kev). L'effet Auger est plus fréquent à ce niveau M que l'émission d'une raie X $L\alpha$.

SCHEMA REPRESENTANT LA CAPTURE ELECTRONIQUE K DE L'IOD 125 AINSI QUE SES CONSÉQUENCES



Représente l'alternative entre la possibilité de Raies X et d'effet Auger.

Fig. N°3

Le quantum d'énergie $h\nu = 3,77$ Kev peut servir à éjecter un électron de la sous-couche M_V d'énergie de liaison de 1,006. L'énergie cinétique de l'électron Auger sera donc égale à :

$$3,77 - 1,006 = 2,77 \text{ Kev } (5)$$

MYERS ses collaborateurs ont observé expérimentalement l'émission d'une raie K de 31 Kev, cependant avec un très faible pourcentage ; ceci semble correspondre au saut d'un électron de la sous-couche M_{III} ($W_{MIII} = 0,818$ Kev) à la couche K(6). On peut effectivement écrire :

$$h\nu = 31,815 - 0,818 = 31 \text{ Kev}$$

LA CAPTURE L -

Lors de la capture L un électron de la couche L est intégré au noyau. La Fig III nous permet de retrouver la raie $X L\alpha$ et l'électron Auger de 2,77 Kev de la précédente capture K (4,5) .

LA CONVERSION INTERNE -

Nous avons, dans le chapitre précédent, montré l'existence d'électrons de conversion interne lors de certaine transition isomérique. Dans l'exemple du Tellure 125 le noyau excité par les captures électroniques K, L, revient à son état stable en émettant à chaque désintégration un photon de 35,4 Kev.

Sur 100 désintégrations 7 photons sortiront de l'atome, 80 expulseront un électron de la couche K d'énergie de liaison W_K , 11 éjecteront un électron de la couche L d'énergie de liaison W_L , 2 un électron M (W_M).

On peut écrire :

$$\begin{array}{lcl} \text{Energie du photon} & = & \text{Energie de liaison de} \\ \text{émis} & & \text{l'électron considéré} + \text{Energie cinétique} \\ & & \text{de l'électron de} \\ & & \text{conversion} \end{array}$$

Appliquons ces dernières idées au cas étudié.

- La conversion K -

Le photon γ d'énergie de 35,4 Kev arrache un électron de la couche K et l'expulse hors de l'atome. Pour cela il lui faut une énergie de 31,815 Kev. Nous pouvons écrire :

$$35,4 - 31,8 = 3,6 \text{ Kev}$$

Ce sera l'énergie cinétique de l'électron K de conversion interne (e^- K de C. I.) c'est ce que nous retrouvons dans la Fig IV (7). L'ionisation produite par cette éjection nous ramène au problème précédent de la capture électronique K. En effet un électron de la couche L peut venir prendre la place de l'électron K expulsé (8) un excédent d'énergie est alors libéré sous forme de raie X K_{α} de fluorescence de 27,4 Kev (9) et un certain nombre d'électron Auger sont émis (10). Le phénomène se répercutera aussi sur la couche L (11 , 12).

- La conversion L -

Dans 11 % des cas un photon γ éjecte un électron de la couche L. MYERS lui ayant attribué une énergie de 31 Kev cela correspond à un électron de la sous-couche L_{III} d'énergie de liaison de 4,342 Kev.

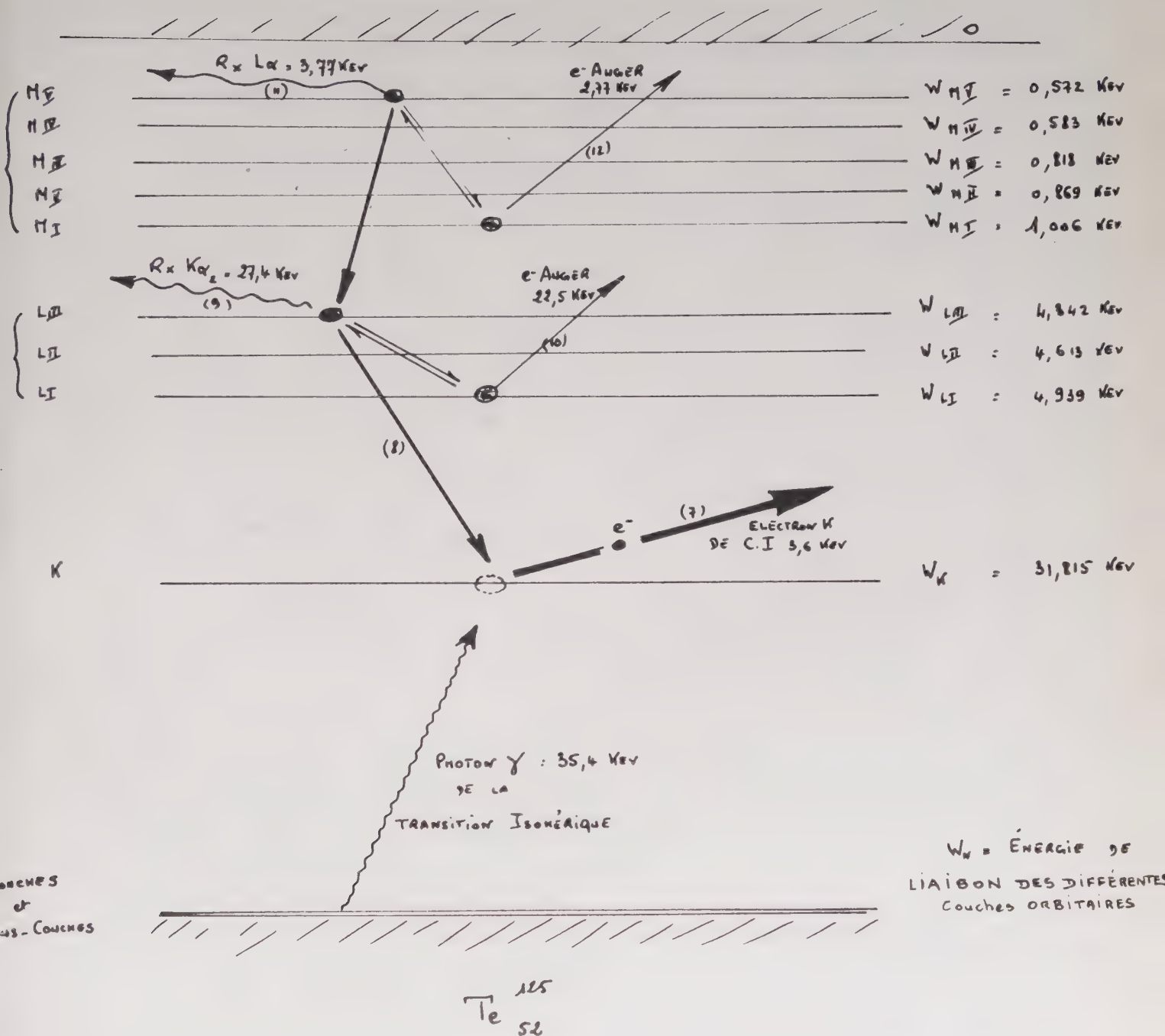
En effet $35,4 - 4,342 \simeq 31 \text{ Kev}$. Nous sommes revenus au cas de la capture L.

- La conversion M -

L'énergie cinétique de l'électron M de conversion interne a été trouvé expérimentalement (49) comme égale à 34,3 Kev. Il semble que ce soit un électron de la couche M_I qui soit éjecté de l'atome. Nous pouvons écrire :

$$35,4 - 1,006 \simeq 34,3 \text{ Kev}$$

SCHEMA REPRESENTANT LA PRODUCTION D'UN ELECTRON K DE CONVERSION INTERNE AINSI QUE SES CONSÉQUENCES



Représente l'alternative entre la 'possibilité' de RAYON X et d'Electrons AUGER

Fig N°4

QUELQUES NOTIONS COMPLEMENTAIRES

En dehors de ces considérations de physique pure nous avons rassemblé dans ce paragraphe quelques données courantes concernant l'utilisation quotidienne de l'Iode 125 lors de bilans thyroïdiens.

I - Présentation de l'Iode 125

Ce radio-iode nous parvient de SACLAY par l'intermédiaire du laboratoire des isotopes de la pharmacie centrale des Hospices de LYON.

Il est recueilli dans un flacon type pénicilline déposé dans un récipient plombé de très faible épaisseur vu la faible énergie du rayonnement émis.

Le liquide incolore contenu dans ce récipient est une solution aqueuse stérilisée d'Iodure de Sodium de Ph : 8 ± 1 , sans entraîneur. Il répond de plus aux spécifications suivantes :

- Radioactivité Volumique : de 1 à 10 mCi/ml (à 5 %)
- Pureté Radioactive : teneur en iode 126 < à 10 %
- Pureté Radiochimique : teneur en iodures > à 95 %
- Radioactivité Massique supérieure à 10 Ci/mg

La solution décrite ci-dessus n'est pas considérée comme injectable. Au cours de nos expériences nous nous en sommes servi sous forme de solution diluée d'une quantité initiale d'environ 1 mCi/ml.

Les griefs que l'on pourrait éventuellement adresser à cette présentation ont trait essentiellement à :

- 1 - Un manque de précision de la radioactivité volumique (5 %). Cela nous a parfois gêné lors de notre étude comparative de fantôme thyroïdien avec l'Iode 131. Une solution étalon de plus grande précision ne peut être reçue que deux fois par an.

II - L'absence à l'heure actuelle de présentation sous forme de capsules (comme l'Iode 131) plus pratique que les solutions quant à leur stockage et leur manipulation.

III - L'impossibilité d'utilisation par voie intraveineuse tout du moins sous cette présentation.

II - Marquage moléculaires à l'Iode 125 -

Dans le cadre de ce travail nous ne pouvons envisager l'étude complète des molécules marquées à l'Iode 125.

- Dans le domaine thyroïdien nous citerons l'existence de L Thyroxine marquée.

- Toutefois au cours de notre effort bibliographique nous avons remarqué l'intérêt que montraient certains auteurs vis à vis de trois d'entre elles :

- a) l'Hippuran.I.125 dans l'étude néphrologique au moyen d'isotopes radioactifs chez l'enfant
- b) le sérum albumine.I.125 au cours de mesure du volume sanguin
- c) la Diiodofluorescence dans l'exploration de tumeur oculaire.

III - Etude spectrométrique -

Cette étude spectrométrique a été essentiellement une préparation à l'utilisation cartographique de l'Iode 125. Nous nous sommes donc servi du même appareil TRACERLAB mono-canal que nous employons couramment pour l'exploration scintigraphique du corps thyroïde mais sans focalisateur. Une étude plus poussée sur un spectromètre à 400 canaux est actuellement en cours dans le laboratoire.

Ce travail nous a permis de définir, pour un gain donné, quelle est la forme de cette courbe spectrographique et de choisir ensuite quelle devrait être la zone d'exploration gamma-graphique en pratique journalière.

Le schéma ci-contre montre les quatres spectres A. B. C. C. obtenus avec les gains respectifs de :

A : 64 x 2

B : 32 x 2

C : 16 x 2

D : 8 x 2

N° D'IMPULSIONS /

15 secondes

SPECTRES DE L' IODE 125

AVEC APPAREIL TRACELAB . VERSA Matic II T

Sans Honey Cone

THI : 1000 Volts

FENÊTRE : 5 Volts

SENSIBILITÉ : 0,5

GAINS VARIABLES :

A : 64×2

B : 32×2

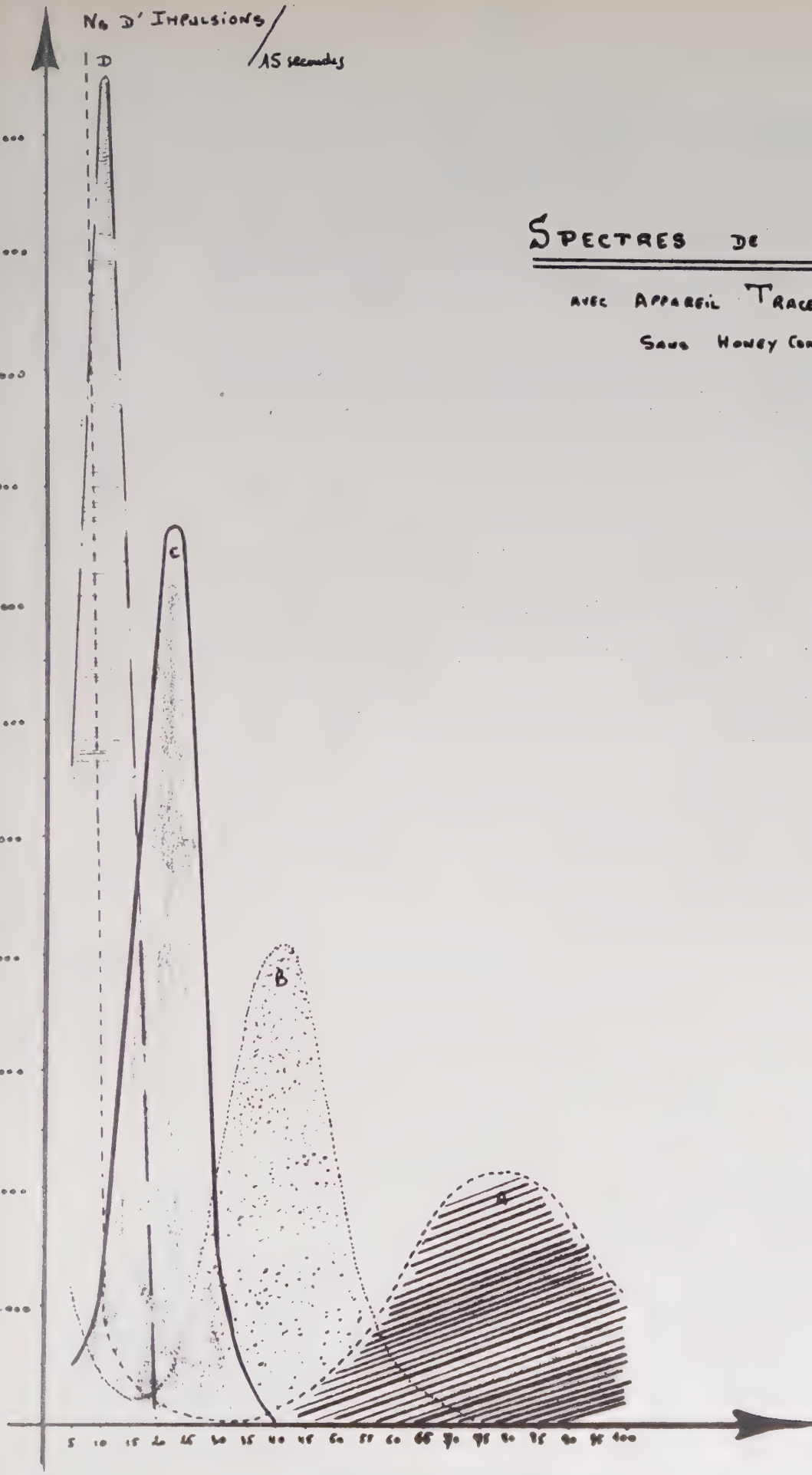
C : 16×2

D : 8×2

50 μ Li ; 2/XI/1965

ALIQUOT EN VERRE : 28,5 ml

M.P : 39 $^{\circ}$ C



SEUIL (Volts)

IV - Toxicité du Tellure -

Le tellure est un corps toxique pour l'organisme.

La dose léthale chez l'animal à sang chaud est de :

- 2 cg de téllurite de sodium/ par kg
- 5 cg de tellurate de sodium/ par Kg

Il est bien évident que lors d'un test diagnostic nous sommes très nettement hors de ces conditions en sachant que le patient ingère une quantité de Tellure de l'ordre de 10^{-5} mg.

CHAPITRE III

ETUDE DE LA MESURE DE LA FIXATION IODEE THYROIDIENNE

- I - DEFINITION DE LA MESURE DE LA FIXATION THYROIDIENNE
- II - RECHERCHE DU FANTOME ADAPTE A L'UTILISATION DE L'IODE 125.
 - 1) Choix de la matière elle même constituant l'aliquote
 - 2) Etude de l'influence de la forme de l'aliquote sur les résultats de comptage
 - 3) Etude de l'influence de l'épaisseur des volumes radioactifs sur les taux de comptage.
- III - ETUDE COMPARATIVE DES FIXATIONS IODEES THYROIDIENNES OBTENUES LORS DE L'UTILISATION DE NOS DIFFERENTS FANTOMES.
- IV - ETUDE THEORIQUE SIMPLE .

CHAPITRE III

ETUDE DE LA MESURE DE LA FIXATION IODEE THYROIDIENNE

Lors d'un bilan iodé thyroïdien, la première étude consiste en la mesure de la captation de l'Iode radioactif par la thyroïde du patient. C'est donc à ce problème que nous nous adressons en premier.

I - DEFINITION DE LA MESURE DE LA FIXATION THYROIDIENNE

La mesure de la captation iodée thyroïdienne consiste en une étude du rayonnement émis uniquement par le corps thyroïde d'un malade ayant absorbé une certaine quantité d'Iode radioactif.

Pour pouvoir exprimer les résultats en % de la dose ingérée les différents auteurs ont été amené à utiliser un "Fantôme thyroïdien" ensemble dans lequel est mise une partie aliquote de la solution administrée au patient. Par comparaison des taux de comptage obtenus, dans des conditions géométriques et spectrométriques bien définies, au niveau de la région cervicale du malade et de l'aliquote thyroïdienne la fixation iodée est calculée.

Ce fantôme a donc pour but de représenter aussi près que possible la région cervicale afin que le devenir qualitatif et quantitatif des photons issus de l'aliquote et se dirigeant vers le détecteur soit semblable à celui du rayonnement émis par le corps thyroïde du malade en direction de l'appareillage de détection.

Ce problème a été résolu lors des premières utilisations diagnostiques avec l'Iode 131. C'est ainsi qu'en 1952 au laboratoire de physique biologique de la faculté a été construit un "Fantôme cou standard" adapté à l'emploi de ce radioiode.

Cet ensemble comprend :

- 1° - Une boîte en aluminium de 1mm d'épaisseur, dont les dimensions sont les suivantes : longueur 15cm, largeur 12cm, hauteur 6cm. Le fond de celle-ci schématisant la colonne cervicale.
- 2° - Un bloc de paraffine moulée dans le volume précédent simulant les tissus mous de la région latéro postérieure thyroïdienne.
- 3° - Une aliquote en verre creuse, bilobée, de volume 28,5cm³ destinée à être remplie de la même solution que celle ingérée par le malade. Elle est logée dans une cavité creusée à la surface de ce bloc de paraffine.
- 4° - Une couverture de plexiglas, dans le but de simuler la présence de tissus mous pré-thyroïdiens. Afin de tenir compte de l'obliquité postérieure des lobes thyroïdiens et de la présence de l'isthme, ce couvercle en plexiglas a été façonné de façon à posséder une épaisseur maximum de 1cm sur les bords et de 0,5cm environ au niveau de la thyroïde.

Lors de nos premières expériences avec l'Iode 125 nous avons utilisé le même dispositif.

Pour une première série de malades, nous avons étudié la fixation thyroïdienne en administrant tout d'abord l'Iode 125 et le lendemain l'isotope 131. Par ce fait le test à l'Iode durait un jour de plus. Nous avons donc sur la série suivante donné les deux radioiodes simultanément ; mais il nous a fallu dès lors tenir compte, au cours de nos mesures de comptage, de l'influence de l'Iode 131 dans le canal spectrométrique correspondant à l'utilisation du 125. Pour une source quelconque de radioiode 131, le taux de comptage obtenu dans le canal spectrométrique 125 est, avec notre appareillage, de l'ordre de 16 % de celui constaté dans le canal spectrométrique 131. Ce pourcentage dépendant des conditions d'utilisation de l'appareillage (gain, seuil, fenêtre...) la valeur indiquée est une moyenne obtenue pour nos conditions standards. Elle était déterminée lors de chaque mesure. Par contre il n'existe aucune "contamination" due à l'Iode 125 dans le canal spectrométrique correspondant à l'Iode 131.

Dans les deux séries les résultats se sont montrés extrêmement discordants et comme nous le voyons sur le tableau (colonne A page 48) les fixations en 125 étaient supérieures à celles en 131 d'environ 50 %. Tout se passait donc comme si l'absorption du rayonnement émis par l'isotope au niveau du fantôme thyroïdien était plus grande que celle réalisée au niveau de la région cervicale des malades.

Compte tenu de nos connaissances sur les propriétés radioactives de ces deux radioiodes, l'explication de ce phénomène nous a paru venir du fait que la grande énergie des photons γ émis par l'Iode 131 permettait une certaine "latitude" dans la réalisation du premier fantôme standard ; les variations de forme d'épaisseur et la nature elle-même des matériaux utilisés n'avaient que peu d'influence sur les résultats du taux de comptage. L'emploi de l'Iode 125 avec son rayonnement X et γ de faible énergie faisait dès lors reposer totalement le problème du fantôme à utiliser.

II - RECHERCHE DU FANTOME ADAPTE A L'UTILISATION DE L'IODE 125 -

La discordance des résultats étant dominée par une hyperfixation thyroïdienne lors de l'emploi de l'Iode 125, nous devions donc nous efforcer de rechercher le "fantôme cou idéal" pour lequel le taux de fixation en 125 deviendrait identique à celui obtenu lors de l'emploi du 131. C'était, en quelques sortes, reprendre toutes les questions de l'élaboration du fantôme en se fondant sur l'étude de l'anatomie du cou.

Le rayonnement émergeant du corps thyroïde est émis dans toutes les directions. Il peut d'une part, se diriger vers la colonne cervicale et ainsi donner naissance à son contact à un rayonnement diffusé et d'autre part s'orienter vers le détecteur en traversant les tissus musculo-membraneux de la région cervicale.

Tout le long de ce parcours le rayonnement direct et diffusé peut être absorbé par :

a) l'épaisseur du corps thyroïde lui-même : c'est l'auto-absorption. Celle-ci est fonction, entre autres facteurs, de l'épaisseur à traverser et de l'énergie du rayonnement émis.

b) les masses musculo-cutanées du cou : variable suivant les types morphologiques et le cas clinique envisagé (leur épaisseur est généralement estimée de 0,4 à 2,5cm)

Dans la réalisation du nouveau fantôme, il nous fallait, dans la mesure du possible, tenir compte de ces données. Nous avons donc repris l'étude des différents constituants du fantôme en nous posant le problème de la justification et du choix des matériaux, des formes, des épaisseurs de chacun de ces éléments.

1°) Choix de la matière elle-même constituant l'aliquote.

L'étude anatomique du corps thyroïde nous montre que normalement il n'existe pratiquement pas de capsule limitant la périphérie thyroïdienne ; par contre la solution contenue dans le fantôme est placée dans une aliquote en verre de 1mm d'épaisseur environ. Nous avons donc pensé, en premier, à utiliser pour cet usage des matériaux plus légers afin de réduire au maximum l'influence des phénomènes pouvant intervenir au niveau de cette surface.

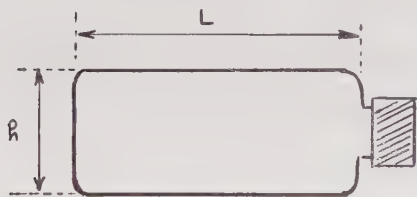
- C'est ainsi, qu'après avoir façonné dans du balsa une forme thyroïdienne, nous avons obtenu, par un système de moulage plastique à chaud et sous vide, des aliquotes en matière plastique dont l'épaisseur était de l'ordre du 1/10ème de mm. Mais nous nous sommes heurtés à des problèmes de remplissage et d'étanchéité tel que ce système fut abandonné.

- Nous avons ensuite utilisé des flacons en matière plastique de 1mm d'épaisseur, mais il nous a alors été impossible de leur donner une forme thyroïdienne. Il nous fallait donc vérifier l'identité des résultats obtenus d'une part avec une aliquote bilobée et, d'autre part, un simple flacon.

2°) Etude de l'influence de la forme de l'aliquote sur les résultats de comptage.

Dans ce but nous avons fait les deux séries d'expériences suivantes en travaillant toujours dans les conditions habituelles de mesure (distance "source-cristal" égale à 40 cm) et après standardisation de l'appareillage et en utilisant les trois flacons en matière plastique dont les caractéristiques sont les suivantes :

- 1) Type A : 10ml ; épaisseur : 2,1 cm (h) ; longueur : 3,9 cm (L).



- 2) Type B 30ml : épaisseur 2,9cm (h) ; longueur 5cm (L)

- 3) Type C 60 ml : épaisseur 3,6 cm (h) ; longueur : 6,5 cm (L)

Dans toutes nos mesures nous avons placé ces aliquotes de telle sorte que le grand axe du flacon soit horizontal.

Expérience n° 1.

- (A) - Dans cet étude nous avons comparé la mesure de :
- 2 flacons de type B (30 ml) et contenant chacun 50 μ Ci
soit : $X_I = 175\ 000$ i/minute.
- à celle de :
- 1 flacon du même type (B) et contenant à lui seul 100 μ Ci
soit : $Y_I = 174\ 000$ i/minute.
- Ces résultats X_I et Y_I sont semblables aux erreurs statistiques près.

(B) - En remplaçant dans l'expérience précédente, les flacons de 30 ml par un autre modèle de 60 ml (type C) les taux de comptage obtenus dans cette série ont été sensiblement égaux (mais différents des précédents).

— Ainsi il est possible de comparer la mesure de la radioactivité d'un volume V contenant une activité A d'Iode 125 à celle de 2 volumes V, de même épaisseur, contenant à eux deux la même activité A.

Lors d'une étude au radioiode cela revient à dire qu'il est possible de simuler un corps thyroïde de 120g (par exemple) ayant 2 lobes de 60 g et d'épaisseur constante, par un flacon de 60 ml, à condition qu'ils aient même épaisseur et qu'ils contiennent la même radioactivité totale.

Expérience n° 2.

(A) - De la même façon, nous avons comparé la mesure de la radioactivité de :

- 1 flacon de 60 ml (type C) contenant 100 Ci, soit Y_2 l'activité obtenue.
- à celle de
- 2 flacons de 30 ml (type B) contenant chacun 50 Ci soit X_2 le résultat mesuré.

Le rapport $\frac{X_2 - Y_2}{X_2}$ a été de l'ordre de 5 %.

(B) - Le problème repris pour un volume unique de 30 ml et 2 volumes de 15 ml nous a donné un rapport de 7 %.

— Ainsi lorsqu'on compare la mesure de la radioactivité d'un volume V contenant A μ Ci d'Iode 125 à celle d'un volume V réparti en 2 flacons ($2 \frac{V}{2}$) et contenant au total la même activité on fait une erreur qui est fonction de l'épaisseur des volumes radioactifs et qui, pour des valeurs habituelles, est de l'ordre de 5 à 7 %.

En pathologie thyroïdienne lors de l'utilisation de l'Iode 125, cela revient à dire que l'on ne peut pas comparer la mesure de 2 lobes thyroïdiens d'épaisseur e et de hauteur h avec un flacon d'épaisseur E (E plus grand que e) et de hauteur h sans faire une erreur variable en fonction de ces dimensions, mais qui, pour des épaisseurs moyennes, est d'environ 5 à 7 %.

Le problème essentiel réside donc dans l'étude des variations des résultats de comptage en fonction de l'épaisseur des volumes radioactifs.

3°) Etude de l'influence de l'épaisseur des volumes radioactifs sur les taux de comptages.

Nous avons entrepris cette étude sur trois aliquotes de types différents : solution à nue, récipient en verre, flacons plastiques ; en travaillant toujours à distance "source-cristal" constante et dans un laps de temps relativement court afin de conserver des mesures valables de standardisation de l'appareillage.

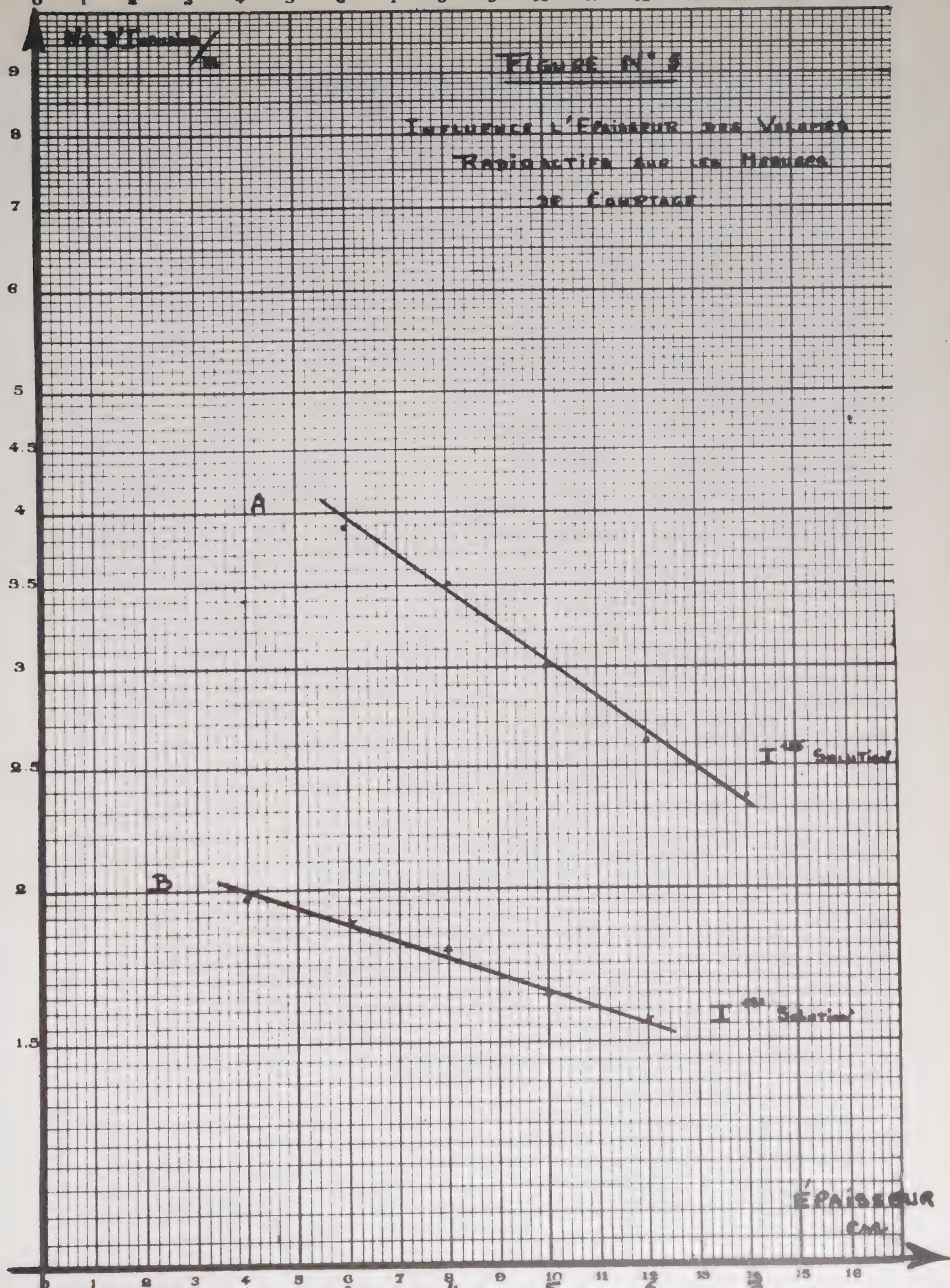
a) Influence de l'épaisseur des volumes radioactifs lors de la mesure de solution d'Iode 125 et d'Iode 131.

Afin d'envisager l'influence de la simple autoabsorption sur les mesures de comptages. Nous avons placé dans deux béchers respectivement une solution d'Iode 125 et une solution d'Iode 131. Par des dilutions successives nous avons ainsi pu faire des mesures sur des volumes radioactifs d'épaisseur variable (mais toujours à hauteur constante). En portant ces résultats sur papier semi-logarithmique, nous avons pu tracer les droites A, B de la fig (5) dans laquelle les épaisseurs sont portées en abscisse et le nombre d'impulsions en ordonné.

No 31/Jan 64

FIGURE N° 3

INFLUENCE L'ÉPAISSEUR DES VOLUMES
RADIOACTIFS SUR LES MESURES
DE COMPTAGE



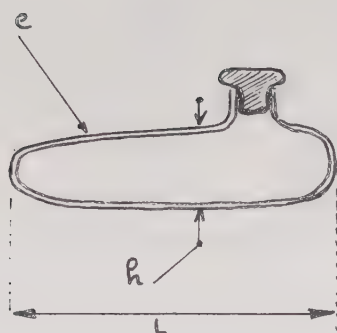
I¹³¹ Solution

I¹³¹ Solution

ÉPAISSEUR
CM.

b) Influence de l'épaisseur des volumes radioactifs lors de la mesure de nos aliquotes en verre.

Pour cela nous nous sommes adressé à une série de 5 aliquotes bilobées en verre dont nous donnons ci-dessous : l'épaisseur de la paroi (e), l'épaisseur du volume radioactif (h) mesuré en un point précis en avant du bouchon de remplissage, et la longueur des lobes thyroïdiens (L).



Aliquote N° 1 : volume $14,5 \text{ cm}^3$
 $e = 1\text{mm}$, $h = 1,8 \text{ cm}$, $L = 5,7 \text{ cm}$.

Aliquote N° 2 : volume $28,5 \text{ cm}^3$
 $e = 1\text{mm}$, $h = 2,2 \text{ cm}$, $L = 6,3 \text{ cm}$

Aliquote N° 3 : volume $44,5 \text{ cm}^3$
 $e = 1 \text{ mm}$, $h = 2,7 \text{ cm}$, $L = 6,9 \text{ cm}$

Aliquote N° 4 : volume $87,5 \text{ cm}^3$
 $e = 2\text{mm}$, $h = 3,4 \text{ cm}$, $L = 7,9 \text{ cm}$

Aliquote N° 5 : volume 124 cm^3
 $e = 2\text{mm}$, $h = 3,9 \text{ cm}$, $L = 8,5 \text{ cm}$

Nous avons obtenu pour $100 \mu\text{Ci}$ de chacun des 2 isotopes les résultats transcrits sur la figure 6 (colonne 1) et ce qui nous a permis de construire les courbes N° 1 et N° 2 de la figure 7 .

c) Influence de l'épaisseur des volumes radioactifs lors de la mesure de nos aliquotes en matière plastique.

Nous avons repris la série de 3 flacons en matière plastique que nous avons décrit page 37 . Ces résultats pour $100 \mu\text{Ci}$ de chacun des 2 radioisotopes sont notés dans la figure 6 (colonne II). Les courbes correspondantes N° 3 et N° 4 sont tirées de ces mesures obtenues.

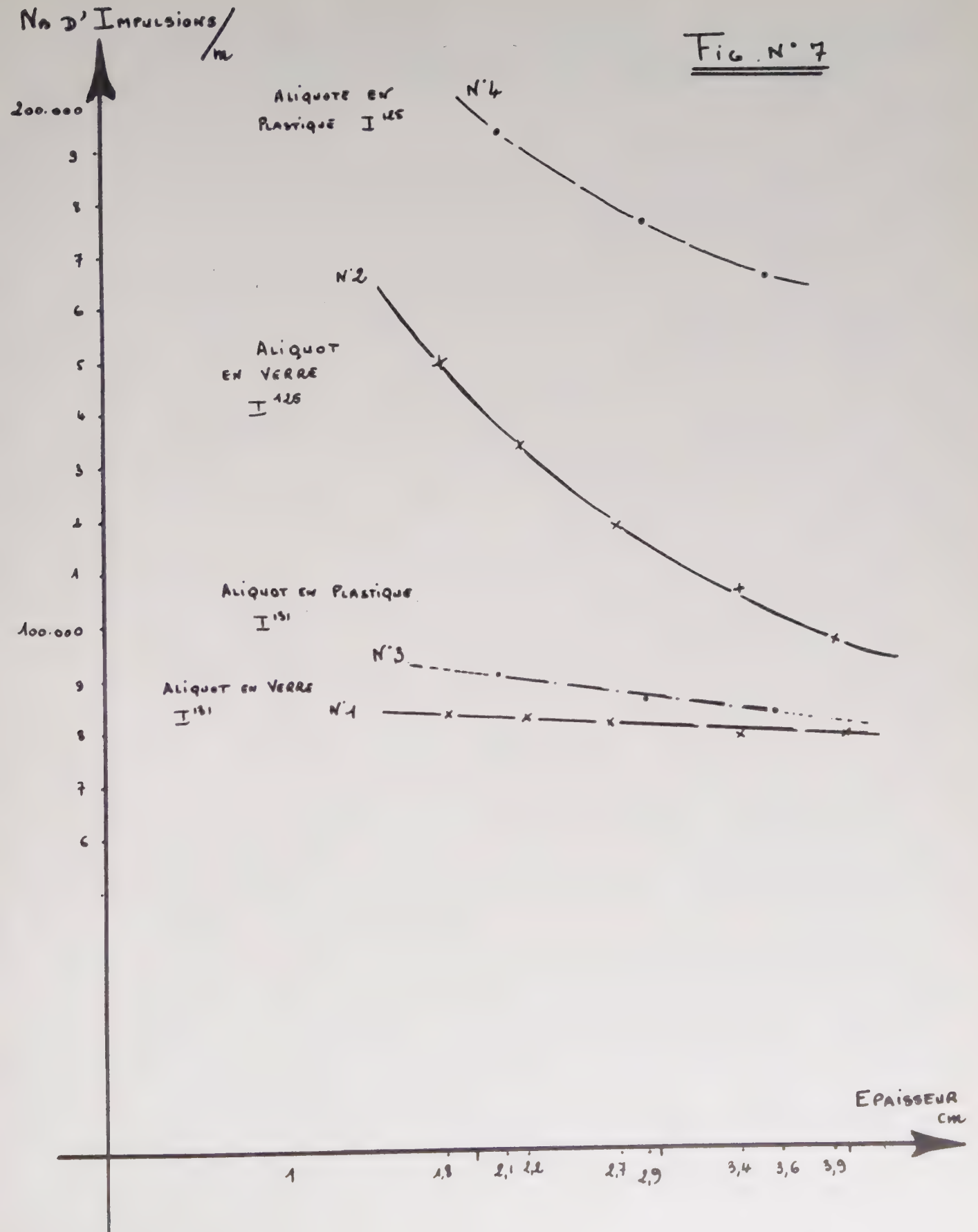
Conclusion

Ces trois types d'expériences montrent bien, d'une part l'importance qu'il faut attacher à la hauteur du volume radioactif de l'aliquote lors de l'élaboration d'un fantôme thyroïdien adapté à l'Iode 125, d'autre part, l'influence de la matière elle-même constituant ce dernier.

VARIATION DES MESURES DE COMPTAGE LORS DE LA MESURE
DE NOS DIFFERENTES ALIQUOTES EN VERRE ET EN MATIERE PLASTIQUE

		COLONNE I		COLONNE II	
		<u>Aliquote bilobée en verre</u> type 1952 Nombre d'impulsions pour 100 Ci Fantôme sous couverture plexiglas		<u>Aliquote en matière</u> <u>plastique</u> Nombre d'impulsions pour 100 Ci Sans fantôme	
V _{ml}	h _{cm}	I. ¹³¹ courbe N° 1	I. ¹²⁵ courbe N° 2	I. ¹³¹ courbe N° 3	I. ¹²⁵ courbe N° 4
10	2,1			91.500	194.500
14	1,8	83.800	149.500		
28,5	2,2	83.400	134.000		
30	2,9			85.500	176.000
44,5	2,7	80.100	119.500		
60	3,6			82.100	165.500
87,5	3,4	79.000	107.800		
124	3,9	79.000	99.500		

Fig. N° 7



III - ETUDE COMPARATIVE DES FIXATIONS IODEES THYROIDIENNES
OBTENUES LORS DE L'UTILISATION DE NOS DIFFERENTS
FANTOMES -

En fonction des résultats obtenus précédemment nous avons choisi 6 types de fantômes de référence, que nous avons respectivement étudié en 125 et en 131 afin de donner les taux de fixation correspondants.

Fantôme N° 1 : type 1952. Référence actuelle de la mesure de fixation lors de l'utilisation de l'Iode 131
Tableau 1 Colonne A.

Fantôme N° 2 : Aliquote identique à la précédente mais sans couverture de plexiglas. Colonne B.

Fantôme N° 3 : Aliquote de 30 ml en matière plastique, dans un bac en polystyrène étalé, entourée de riz, mais sans couvercle en plexiglas. Colonne C.

Fantôme N° 4 : Identique au précédent mais avec une couverture de 2mm de plexiglas. Colonne D.

Fantôme N° 5 : Le N° 3 plus 5mm de plexiglas. Colonne E.

Fantôme N° 6 : Simple bac parallélépipédique. La solution de 2,7 cm, de hauteur étant libre et sans couvercle. Colonne F.

Les fantômes N° 3, 4, 5 ont été étudié avec une couverture de plexiglas allant de 0 à 10mm d'épaisseur. Seul les spécimens précités nous ont paru dignes d'intérêt lors d'une telle comparaison.

En fonction de ces différents fantômes il nous a été possible de calculer la mesure de la fixation à la 2ème, 6ème et 24ème heure parmi 20 de nos malades. Les résultats de la fixation iodée au niveau du corps thyroïde à la 24ème heure sont rassemblés sur le tableau (1) page suivante.

TABLEAU N° I : ETUDE COMPARATIVE DE LA MESURE DE LA FIXATION THYROÏDIENNE A LA 24ème HEURE
(en %)

M A L A D E		Forme thyroïdienne approximative	Fantôme 1952 Aliquote verre		Fantôme 1952 sûs plexiglas		Fantôme matière plastique 30ml entouré de riz, avec x mm de plexiglas x = 0mm x = 2mm x = 5mm						Bac simple sûs couvercle	
			A		B		C		D		E		F	
			I 131	I 125	I 131	I 125	I 131	I 125	I 131	I 125	I 131	I 125	I 131	I 125
1	Mme POU..	Hypertrophie légère	41	60	43	52	39	37	40	40	42	44	40	36
2	Mme CHAT.	Normale	26	36	27	31	24	22	25	24	26	26	24	22
3	Mr BAR...	Normale	16	23	16	21	14	14	15	16	16	17	14	14
4	Mr LHO... ++	Normale	41	62	44	54	39	38	41	42	42	45	39	37
5	Mme LAV... +	Normale	12	16	12	14	11	10	11	11	12	12	11	10
6	Mr PRI... +	Normale	57	87	61	76	54	54	56	59	59	64	54	53
7	Mme PAY... +	Normale	41	65	41	52	40	39	41	42	43	45	40	40
8	Mme GIR... +	Normale	49	73	48	59	48	46	50	50	52	54	48	46
9	Mr ROM... +	Normale	20	24	20	19	19	17	19	18	20	20	19	17
10	Mr BAT... ++	Hypertrophie légère	57	83	62	72	55	51	57	56	60	61	55	50

11	Mr PAS. +	Hypertrophie légère	36	51	39	45	35	32	36	35	38	38	35	31
12	Mme GAR. +	Hypertrophie importante	52	81	60	71	53	51	56	55	59	58	53	50
13	Mme BOU. +	Tumeur + lobe normal	27	45	27	36	26	28	27	30	32	28	26	28
14	Mr MER. +	Hypertrophie	48	66	52	58	46	41	48	45	48	50	46	41
15	Mr VAG. ++	Hypertrophie + goître plt.	49	66	51	58	46	41	47	44	48	50	50	41
16	Mr ROS. ++	Hypertrophie légère	28	35	28	28	26	22	27	23	25	28	26	22
17	Mr KAH. ++	Hypertrophie	38	36	38	31	37	24	38	26	28	40	37	24
18	Mr GA. ++	Hypertrophie	66	71	74	62	66	44	68	47	51	71	66	43
19	Mr MOY. ++	Hypertrophie légère	39	49	39	32	38	30	39	32	35	41	38	30
20	Mme CHAM. ++	Tumeur dure	24	19	24	15	23	10	23	10	11	25	23	10
21	Mr CHAP. +	N. froid	17	31	18	27	16	19	17	21	23	17	16	19
22	Mr ORS. +	Hypertrophie	37	69	37	55	36	43	37	46	50	39	36	42
23	Mr MAH. ++	Normal	42	75	44	66	40	47	41	51	55	43	40	46
24	Mme DEP. ++	Normal	62	104?	61	91	55?	65	57	70	76	59	55	64
25	Mr HUM. ++	A. toxique ø 5cm	21	15	21	13	20 20	12 20	20	13	14	21	20	12

Mode d'administration des isotopes : successifs : + ; simultané : ++ .

Ainsi pour notre malade N° 1 :

Mme POU.....

qui a absorbé simultanément 29,7 μ Ci d'Iode 131
et 30 μ Ci d'Iode 125.

Les mesures faites à la 24ème heure nous ont
donné les résultats suivants :

1° - En spectrométrie 131

- a) activité cuisse : 30 i/m (mouvement propre 17i/m)
- b) activité cou : 9144 i/m déduction faite du
mouvement propre.
- c) activité du corps thyroïde : 9144 - 60 =
9084 i/m après soustraction
de 2 fois l'activité cuisse

Soit en ramenant au temps zéro et :

33 265 impulsions par minute pour 100 μ Ci

2° - En spectrométrie 125

- a) activité cuisse : 75 i/m (mouvement propre 57i/m)
- b) activité cou : 15 593 (déduction faite du mou-
vement propre)
- c) activité du corps thyroïde :

comme nous l'avons vu page

il existe une participation de l'Iode 131 dans
ce résultat. Pour ces conditions de mesure elle
était de 16 % de l'activité en 131.

Soit : $9144 \times 16 \% = 1463$ i/m

On peut donc écrire en négligeant ce facteur de
correction au niveau de la cuisse :

Activité au niveau du corps thyroïde :

$15\ 593 - 1463 = 14\ 930$ i/m

Soit $14\ 930 - 150 = 13\ 980$ i/m

d'où $13\ 980 \times 1,01 = 14\ 119$ au temps d'ingestion
et :

$$\frac{14\ 119 \times 100}{30} = \underline{\underline{47\ 050 \text{ impulsions/minute}}}$$

Ces chiffres nous permettent de calculer la fixation iodée thyroïdienne en fonction des différents fantômes.

Ainsi nous retrouvons les résultats du tableau

1° - Fantôme N° 1 : Colonne A	I.131 = 41 %	I.125 = 63 %
2° - Fantôme N° 2 : Colonne B	I.131 = 43 %	I.125 = 55 %
3° - Fantôme N° 3 : Colonne C	I.131 = 39 %	I.125 = 37 %
4° - Fantôme N° 4 : Colonne D	I.131 = 40 %	I.125 = 40 %
5° - Fantôme N° 5 : Colonne E	I.131 = 42 %	I.125 = 44 %
6° - Fantôme N° 6 : Colonne F	I.131 = 40 %	I.125 = 36 %

CONCLUSIONS

Ce sont les fantômes N° 3, 4 et 6 qui nous ont permis d'obtenir pour chaque malade une fixation thyroïdienne très voisine lors de l'emploi des isotopes 131 et 125 de l'Iode. Ils se rapprochent donc du fantôme idéal.

a) ce résultat est très net pour I5 d'entre eux. Cliniquement et scintigraphiquement tous ces malades ont été considérés comme ayant un corps thyroïde de volume (et approximativement d'épaisseur) normal ou peu hypertrophié. En effet lors de nos premières mesures comparatives nous nous sommes orientés sur des cas cliniques apparemment normaux.

b) pour les cas suivants, les résultats sont moins satisfaisants. Ils correspondent :

- soit à une hypertrophie importante du corps thyroïde, mais dont l'épaisseur n'a pas pu être évaluée d'une manière précise.

- soit à l'existence d'un obstacle dense placé sur le parcours du rayonnement émis par le corps thyroïde (goître plongeant, tumeur de forte densité)

Ainsi l'interprétation des résultats est possible.

- l'importance de l'épaisseur thyroïdienne augmente l'autoabsorption dans la thyroïde lors de l'emploi de l'Iode 125. La mesure au niveau du cou s'en trouve diminuée d'autant et la fixation en 125 est basse, tandis que le

rayonnement pénétrant de l'Iode 131 ne s'en trouve que peu modifié. C'est le cas de nos malades. (N° I7 - I8 - I9)

Lors d'un obstacle, le même raisonnement peut être tenu (malade. N° 20)

En somme :

l'aliquote placée dans le fantôme N° 4 est adaptée au corps thyroïde normal ou peu hypertrophié mais surtout au corps thyroïde d'épaisseur normale. Dans le cas d'une hypertrophie très importante, s'accompagnant surtout d'une augmentation de l'épaisseur du corps thyroïde, son utilisation se montrera délicate.

La difficulté de connaître, avec une approximation satisfaisante, l'épaisseur thyroïdienne du patient examiné, rend difficile le choix de l'aliquote à utiliser. Cette dernière ne peut être appréciée qu'après une scintigraphie de profil ou une détermination de l'épaisseur thyroïdienne par la méthode des profils radioactifs. Dans le cas contraire le résultat risque d'être entaché d'une certaine erreur.

Ces inconvénients sont majeurs et représentent la servitude type de l'emploi de l'Iode 125 dans la mesure de la fixation iodée thyroïdienne.

L'exemple le plus démonstratif est celui de notre dernier malade : ces dimensions thyroïdiennes on pu être déterminées par la scintigraphie et le profil radioactif et alors que réponse obtenue lors de l'utilisation d'un fantôme type N° 4 était respectivement de 20 à 12 % ; la constitution d'un aliquote de même épaisseur (4,5cm) nous permit d'obtenir un résultat cohérent.

Afin de souligner le rôle important joué par l'épaisseur du corps thyroïde et des tissus préthyroïdiens, nous avons essayé d'étudier le problème du point de vue théorique.

ETUDE THEORIQUE SIMPLE

Nous nous proposons d'étudier l'absorption des photons issus de la thyroïde, en direction du détecteur, jusqu'à leur sortie au niveau de la peau de la région cervicale.

Cette absorption est de deux types : d'une part l'auto absorption intra-thyroïdienne et d'autre part l'absorption simple lors de la traversée des éléments musculo-cutanés du cou.

1° - L'auto-absorption intra-thyroïdienne

En assimilant un lobe thyroïdien à un cylindre et en admettant une répartition homogène du radioélément, le calcul de la valeur se fait par l'intermédiaire de la formule suivante :

$$\overline{R}_l = \frac{N_l}{N_0} = \frac{1}{\mu l} (1 - e^{-\mu l})$$

dans laquelle

N_0 = nombre de photons émis par une thyroïde d'épaisseur l

N_1 = nombre de photons sortant d'une thyroïde d'épaisseur l

μ = coefficient d'absorption linéaire du rayonnement de l'isotope étudié (en cm^{-1})

l = épaisseur thyroïdienne

En sachant que

- le coefficient d'absorption linéaire, dans l'eau, des photons gamma de 364 Kev de l'Iode 131 est de

$$\mu_A = 0,110 \text{ cm}^{-1}$$

- le coefficient d'absorption linéaire, dans l'eau, des photons X de 27,4 Kev de l'Iode 125 est de $0,3 \text{ cm}^{-1} (\mu_1)$

En identifiant ces coefficients d'absorption dans l'eau à ceux dans les tissus mous, nous pouvons alors calculer les variations de ce rapport $\frac{N_l}{N_0}$ en fonction de l'épaisseur l traversée par l'isotope.

Pour l'Iode 125 R_l devient $R_1 = \frac{1}{0,3 l} (1 - e^{-0,3 l})$

Pour l'Iode 131 R_l devient $R_2 = \frac{1}{0,11 l} (1 - e^{-0,11 l})$

ce qui nous permet d'obtenir le tableau suivant :

$l \text{ en cm}$	$R_l \%$	
	I 125	I 131
1	87	100
1,5	80	100
2	77	90
2,5	70	87
3	66	85
3,5	62	83
4	58	81
4,5	55	79
5	52	76

2° - L'absorption simple lors de la traversée des tissus musculo-cutanés de la région cervicale.

Cette dernière est soumise à la loi suivante :

$$N' = N'_0 \times e^{-\mu x}$$

N' = le nombre de photons sortant d'un élément d'épaisseur x

N'_0 = le nombre de photons initiaux

μ = le coefficient d'absorption linéaire du rayonnement étudié

x = l'épaisseur des tissus à traverser.

Dans notre exemple cette absorption se surajoute à la précédente et N'_0 sera le nombre de photons restant après auto-absorption intrathyroïdienne.

En traçant sur papier semi logarithmique les différentes courbes d'absorption dans l'eau (et en la considérant valable pour les tissus mous et le plastique) et dans le plexiglas pour chacun des isotopes, on peut calculer sur le tracé le pourcentage de photons sortants d'une épaisseur x de l'élément donné.

Nous avons fait ce calcul pour 3 exemples cliniques et nos fantômes en matière plastique (N° 3, 4, 5, type C 60ml)
Fig 8 Dessins A. B. C. D. E.

Conclusions

Sur ce schéma, on voit que le fantôme D avec 2mm de plexiglas est bien adapté à la détermination de la fixation thyroïdienne en I25 et en Iode 131 :

1) - pour le malade A avec 0,5 à 1cm de tissus préthyroïdiens. En effet la réponse du fantôme D aurait été I. 125:63 %, I. 131:83 % pour un malade ayant une fixation de I. 125:69 à 60 % et I. 131:98 à 89 %.

2) - pour le malade B avec 0,5cm de tissus préthyroïdiens dont la fixation est de I. 125:60 % et I. 131:83 %.

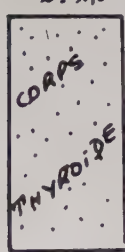
3) - pour le malade C avec 0,5cm de tissus préthyroïdiens dont la fixation est : I. 125:54% et I. 131:80% mais déjà avec une moins bonne approximation.

Cette étude théorique très simplifiée met tout de même en relief l'importance de l'adaptation de l'aliquote à l'épaisseur thyroïdienne du malade. Si le fantôme D (flacon 30ml en matière plastique de 2,9cm de hauteur) permet de donner des réponses approximativement valables pour des corps thyroïdes normaux ou peu hypertrophiés, il faudra absolument dans le cas d'une hypertrophie importante, mettre en oeuvre toutes les techniques permettant de mesurer l'épaisseur thyroïdienne si l'on veut utiliser l'Iode 125.

L'erreur commise peut être importante et l'intérêt d'une image scintigraphique de grande définition devra être mis en parallèle avec la valeur de la mesure de fixation thyroïdienne .

MALADE

$l = 1,5$ 0,5 1 2 cm



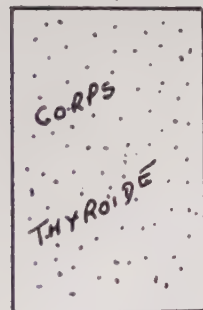
TISSUS

A

% PHOTONS
EMIS

I^{125}	100%	80	69	60	44%
I^{131}	100%	100	98	89	80%

$l = 2,5$ cm 0,5 1 2 cm

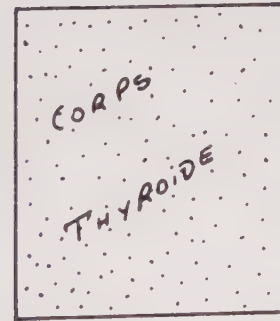


TISSUS

B

I^{125}	100%	70	60	52	38%
I^{131}	100%	87	83	78	72%

$l = 3,5$ cm 0,5 1 2 cm

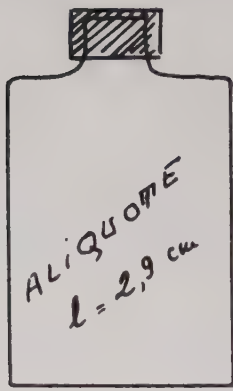


TISSUS

C

I^{125}	100%	62	54	46	33%
I^{131}	100%	83	80	75	66%

TANTÔME



PLÉXIGLAS en mm

D

I^{125}	100%	65	63	58%
I^{131}	100%	86	83	82%



PLÉXIGLAS en mm

E

I^{125}	100%	59	57	53%
I^{131}	100%	82	80	78%

FIG N° 8 : ETUDE THÉORIQUE SIMPLE

CHAPITRE IV

UTILISATION DE L'IODE 125 EN SCINTIGRAPHIE THYROIDIENNE

A - DONNEES GENERALES SUR LA SCINTIGRAPHIE THYROIDIENNE

B - L'EXPERIMENTATION

1° - Le matériel d'expérience

2° - L'expérimentation proprement dite

3° - Recherches cartographiques de métastases
thyroïdiennes fixant l'Iode.

C - QUELQUES RESULTATS CLINIQUES

D - CONCLUSIONS

CHAPITRE IV

UTILISATION DE L'IODE 125 EN SCINTIGRAPHIE THYROIDIENNE

La gammagraphie thyroïdienne à l'aide de l'Iode 125 a été un des points du bilan iodé le plus anciennement exploré. Par exemple en 1962 ENDLICH & Coll. publiaient déjà un article concernant l'utilisation de l'Iode 125 afin d'augmenter la résolution des scintigraphies.

La plupart des auteurs Anglo-Saxons utilisent un procédé photographique de cartographie. L'appareillage qui a été mis à notre disposition reproduisent l'activité de la zone explorée sous la forme de frappe, il nous a fallu transposer les résultats obtenus par ces équipes en fonction de l'instrumentation dont nous disposions.

Les résultats scintigraphiques étant fonction de divers paramètres caractéristiques de l'installation employée nous avons tenu dans un premier temps à définir l'appareillage utilisé et ses principes généraux, ensuite à exposer une expérimentation de base, enfin de tenter d'interpréter les résultats obtenus dans le domaine clinique.

A - DONNEES GENERALES SUR LA SCINTIGRAPHIE THYROIDIENNE -

La scintigraphie ou gammagraphie est une méthode d'enregistrement automatique de la répartition d'un radio-élément dans un organe ou un organisme donné.

Chaque région anatomique à explorer a ses techniques et ses problèmes particuliers. Nous n'envisagerons ici, que la cartographie thyroïdienne.

I - L'APPAREILLAGE -

L'Iode 131 était utilisé depuis de nombreuses années au Laboratoire de Physique Biologique de la Faculté lorsque nous avons abordé l'étude comparative scintigraphique de l'Iode 125 et de l'Iode 131. Pour ce travail nous nous sommes servis de l'appareillage actuellement en place et qui sert quotidiennement à l'exploration thyroïdienne au moyen de l'Iode 131.

C'est un instrument TRACERLAB "KELEKET" comprenant :

a) - un système de détection :

- composé par un cristal de I" x I" (2,25cm par 2,25)
- protégé par un blindage de 2,5 cm de plomb dont fait partie le système de collimation conique à 19 trous permettant une focalisation à 14cm du cristal soit à 8 cm de la partie la plus avancée du collimateur.
- mu par un mécanisme électrique préréglé manuellement pour la surface à explorer, électriquement quant à la vitesse de parcours (variable de 8 cm par minute à 33 cm par minute ou 1,3 mm/sec à 5,5 mm/sec.)
- En liaison mécanique directe avec un système de marquage sous le contrôle de la partie électronique de l'appareil.

b) - un ensemble électronique :

Celui-ci recevant les impulsions délivrées par la sonde détectrice et les dirigeant vers le 3ème élément de l'installation. Dans cet ensemble, outre une alimentation très haute tension (THT) nous disposons d'un spectromètre monocanal TRACERLAB S. C. 76.

c) - un système inscripteur mécanique :

Ce dernier se déplaçant automatiquement au dessus d'une feuille de papier. Les impulsions reçues sont marquées sous forme de traits et en général une frappe est inscrite chaque fois que "n" impulsions sont délivrées par la sonde détectrice (précompte). Dans notre installation ce précompte pouvait prendre les valeurs suivantes : 2,5, 10, 20, 50, 100.

Une étude préalablement faite dans le laboratoire nous a permis d'utiliser ce scintigraphe avec les paramètres suivants :

1°) Pour l'Iode 131 : nous nous sommes servi de l'expérience quotidienne du laboratoire. La plupart de nos cartographies expérimentales ont été faites avec les coordonnées suivantes :

THT.....	1000 volts
GAIN.....	4 x 1,5
SEUIL.....	36 volts
FENETRE.....	14 volts
VITESSE.....	18 cm/m
PRECOMPTE.....	50 ou 100

2°) Pour l'Iode 125 : nous avons étudié sur cet appareil la variation du spectre de l'Iode 125 en fonction de ces différents paramètres.

Finalement nous avons choisi :

THT.....	1000 volts
GAIN.....	16 x 2
SEUIL.....	16 volts
FENETRE.....	12 volts
VITESSE.....	18 cm/m
PRECOMPTE.....	20

II - LES CONDITIONS D'UTILISATION -

Afin d'avoir un élément de référence nous avons tout d'abord fait tous nos essais avec l'Iode 131 en utilisant les paramètres habituellement employés dans le service lors de bilan thyroïdien clinique. Dans un second temps nous avons, toujours en 131, cherché à obtenir les meilleurs résultats compte tenu du fait que travaillant sur un matériel inerte nous n'étions pas astreints aux exigences cliniques (à savoir mouvement, toux, neurotonie du patient). Enfin nous avons essayé d'utiliser au mieux de nos possibilités l'isotope étudié : l'Iode 125.

Ainsi travaillant sur un matériel fixe et de concentration radioactive constante, il nous a été plus facile de faire systématiquement quelques lignes cartographiques d'essai en agissant essentiellement sur la vitesse de parcours du détecteur, sur le précompte du système inscripteur et la focalisation.

B - L'EXPERIMENTATION-

Il est souvent délicat de donner à une expérimentation, n'utilisant que des matériaux inertes, la qualité d'une expérience Bio-physiologique. Dans ce travail nous nous sommes efforcés de simplifier au maximum le matériel d'expérience afin que l'étude puisse être aisément reproductible. Cette recherche de simplicité et de reproductibilité nous a amené à utiliser des objets qui n'ont aucun rapport avec les organes que l'on trouve dans l'anatomie du cou. Elle nous a néanmoins permis d'obtenir des résultats comparatifs entre l'Iode 131 et l'Iode 125. Dans la 3ème partie de ce chapitre les résultats cliniques que nous exposerons viendront compléter cette démonstration expérimentale. Toutefois, dans un but d'économie iconographique, il ne nous sera pas possible de multiplier la reproduction des différentes cartographies expérimentales et celle des 50 malades que nous avons étudiés avec ce nouvel isotope.

I - LE MATERIEL D'EXPERIENCE -

Le but escompté est de démontrer l'intérêt éventuel de l'Iode I25 dans la recherche scintigraphique de nodules froids thyroïdiens .

L'idéal aurait été de constituer un fantôme en matière plastique représentant l'anatomie cervicale dans son ensemble, dans lequel nous aurions placé différentes thyroïdes. En changeant d'aliquot thyroïdien, nous aurions pu ainsi varier à loisir le nombre, la place, la forme et la densité des zones nodulaires . Nous aurions pu respecter, entre autres, la présence de tissus mous s'interposant entre la thyroïde et le système de détection, de même que l'existence d'une certaine radioactivité dans les vaisseaux du cou .

Pour des raisons pratiques nous n'avons pas pu atteindre cet idéal, mais nous avons tout de même essayé de nous servir de quelques données cliniques .

C'est ainsi que :

Nous avons choisi une solution de concentration égale à 0,5 μ Ci/ml . En effet, cela correspond à une activité de 50 μ Ci ingérée par un patient possédant un corps thyroïde de 25 g et ayant une fixation de 25 % . Cette Solution a été recueillie dans une boîte en plastique de dimensions suivantes : Longueur 11 cm., largeur 8 cm., hauteur 5 cm. . Elle s'élevait à 3 cm. du fond . Nous avons choisi cette hauteur de 3 cm. car cela peut correspondre à une hauteur thyroïdienne .

Nous y avons inclus des sphères pleines simulant un nodule froid (ne fixant pas l'Iode) . Cette zone non fixante pouvant être de taille variable et pouvant se trouver dans n'importe quelle région de la thyroïde, nous avons utilisé des sphères pleines en trois matières différentes :

- Tout d'abord en verre de densité 2,5 et de dimensions suivantes :

V₁ 2 cm. de diamètre (vol. = 4 cm.³)

V₂ 1,5 cm. de diamètre (vol. = 1,7 cm.³)

V₃ ... 2,8 cm. de diamètre (vol. = 11 cm.³)

- Ensuite en bakélite de densité 2,2 et de taille décroissante afin de rechercher le plus petit nodule détectable scintigraphiquement . Leurs dimensions ont été les suivantes :

- 1,2 cm. de diamètre (vol. = 0,82 cm.³) N° 5
- 1,10 cm. de diamètre (vol. = 0,68 cm.³) N° 4
- 1 cm. de diamètre (vol. = 0,52 cm.³) N° 3
- 0,9 cm. de diamètre (vol. = 0,38 cm.³) N° 2
- 0,8 cm. de diamètre (vol. = 0,27 cm.³) N° 1

- Enfin en plexiglas de densité 1,3 et de grandeurs suivantes :

- 1 cm. de diamètre (vol. = 0,5 cm.³) P_I
- 1,5 cm. de diamètre (vol. = 1,7 cm.³) P_{I,5}
- 2 cm. de diamètre (vol. = 4 cm.³) P₂
- 2,5 cm. de diamètre (vol. = 7,8 cm.³) P_{2,5}
- 3 cm. de diamètre (vol. = 13,5 cm.³) P₃

Tous ces modèles expérimentaux ont été placés, soit au fond du récipient, soit sur des socles creux en matière plastique très mince (au préalable perforés afin que la solution puisse y pénétrer) . Un tel procédé a permis de donner cartographiquement l'impression d'une solution homogène .

Nous avons utilisé des socles de 1, 1,5, 2 et 3,5 cm. de hauteur suivant les expériences .

De plus, nous avons cru bon de posséder toutes nos pièces d'expérience en deux exemplaires ; l'une pour l'Iode I25, l'autre, pour l'Iode I31 afin d'éviter toute contamination .

II - L'EXPERIMENTATION PROPREMENT DITE -

Le matériel expérimental décrit ci-dessus a été mis en place selon différentes façons que nous avons concrétisé avant chaque expérience par un schéma approprié .

Nous avons volontairement omis d'indiquer, sur les scintigraphies obtenues, l'isotope utilisé, à chaque fois qu'une comparaison était laissée à l'appréciation du lecteur . Ce dernier pourra donc, par la suite, juger sans être en aucun cas influencé .

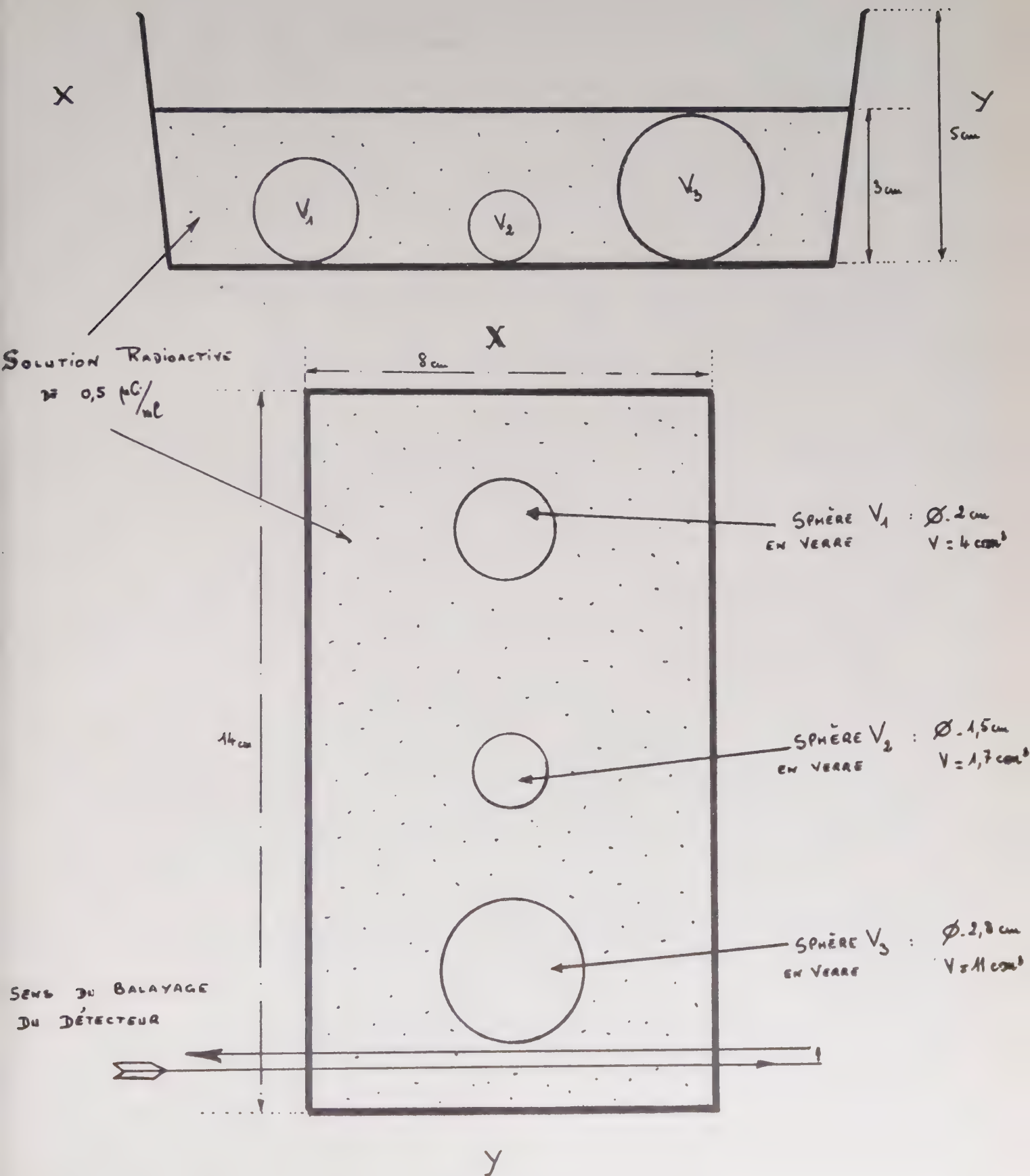
- EXPERIENCE N° I -

I - Dispositif expérimental : Schéma A. -

Ce schéma montre la disposition des sphères V_1 , V_2 , V_3 . Nous précisons cependant que :

- Le parcours de balayage du détecteur se fait selon le sens de la largeur du bac et non de la longueur . Ceci évite au détecteur de passer au dessus des zones froides les unes à la suite des autres, ce qui pourrait, à grande vitesse de parcours, influencer les résultats .
- La focalisation a toujours été faite approximativement au niveau du plan équatorial des nodules .

SCHEMA : A



- Les cartographies obtenues et présentées ici sont celles qui, parmi les différents exemplaires obtenus, nous ont paru les plus comparables compte tenu des différents paramètres utilisés.

En effet, seule la tension de l'amplificateur et la concentration de la solution ont été maintenues constantes dans l'étude de ces deux radioisotopes.

- II - La cartographie A (Iode 131) : est le résultat obtenu avec l'Iode 131. Le précompte utilisé a été 100. Les sphères V_I et V_3 sont détectées ; le bruit de fond est satisfaisant.
- III - La cartographie A' (Iode 125) : est celle obtenue en utilisant l'Iode 125. Les sphères V_1 et V_3 sont aussi détectées mais cette dernière est nettement mieux définie qu'avec l'Iode 131. Si l'on essaie de rechercher ses dimensions en fonction du "Trou cartographique" on obtient une valeur très proche du diamètre réel de 3 cm. Par ailleurs le bruit de fond est meilleur.

Malgré l'existence d'une zone d'hypofixation minimale au centre géométrique de la cartographie on ne peut pas retenir avec certitude la présence d'un nodule. Toutefois, si la clinique nous demandait d'insister tout particulièrement sur cette zone correspondant à l'espacement minime des frapes, le problème serait à reconsidérer.

- IV - Conclusion A : à volume égal, les sphères non fixantes sont mieux définies avec l'Iode 125 qu'avec l'Iode 131.

CARTOGRAPHIE A

THT : 1000

Seuil : 36 v

FENÊTRE : 14 v

VITESSE : 18 cm

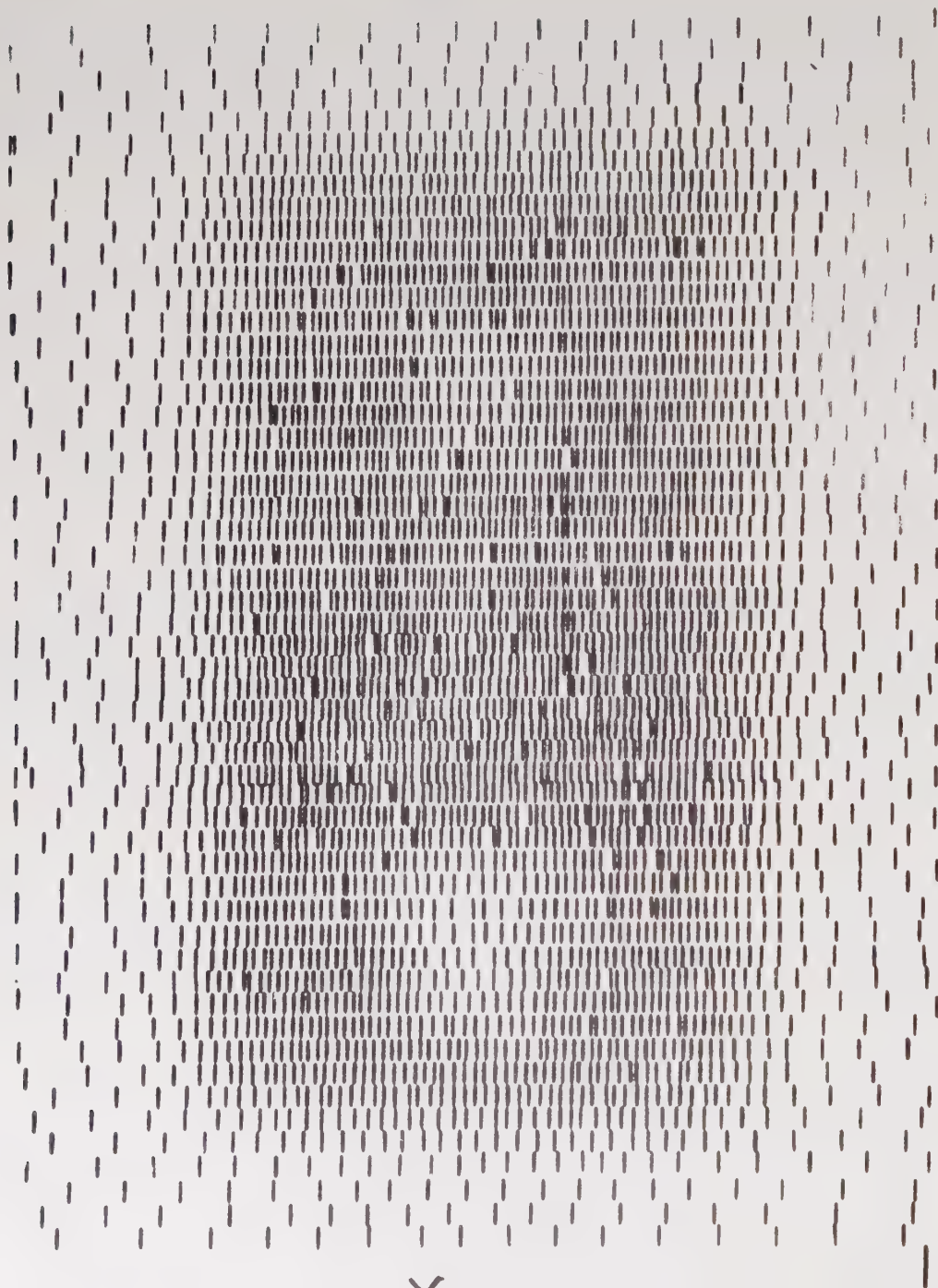
PRÉCOMPTE : 100

GAIN : 4 x 1,5

Sensibilité 0,5

Solution à 0,5 $\mu\text{Ci}/\text{ce}$ Jma (6 capteurs du 31.1.66)
166,74 μCi

X



Y

CARTOGRAPHIE A'

THT : 1000 (357)

SEUIL : 16 v

FENÊTRE : 12 v

VITESSE : 18 cm/s

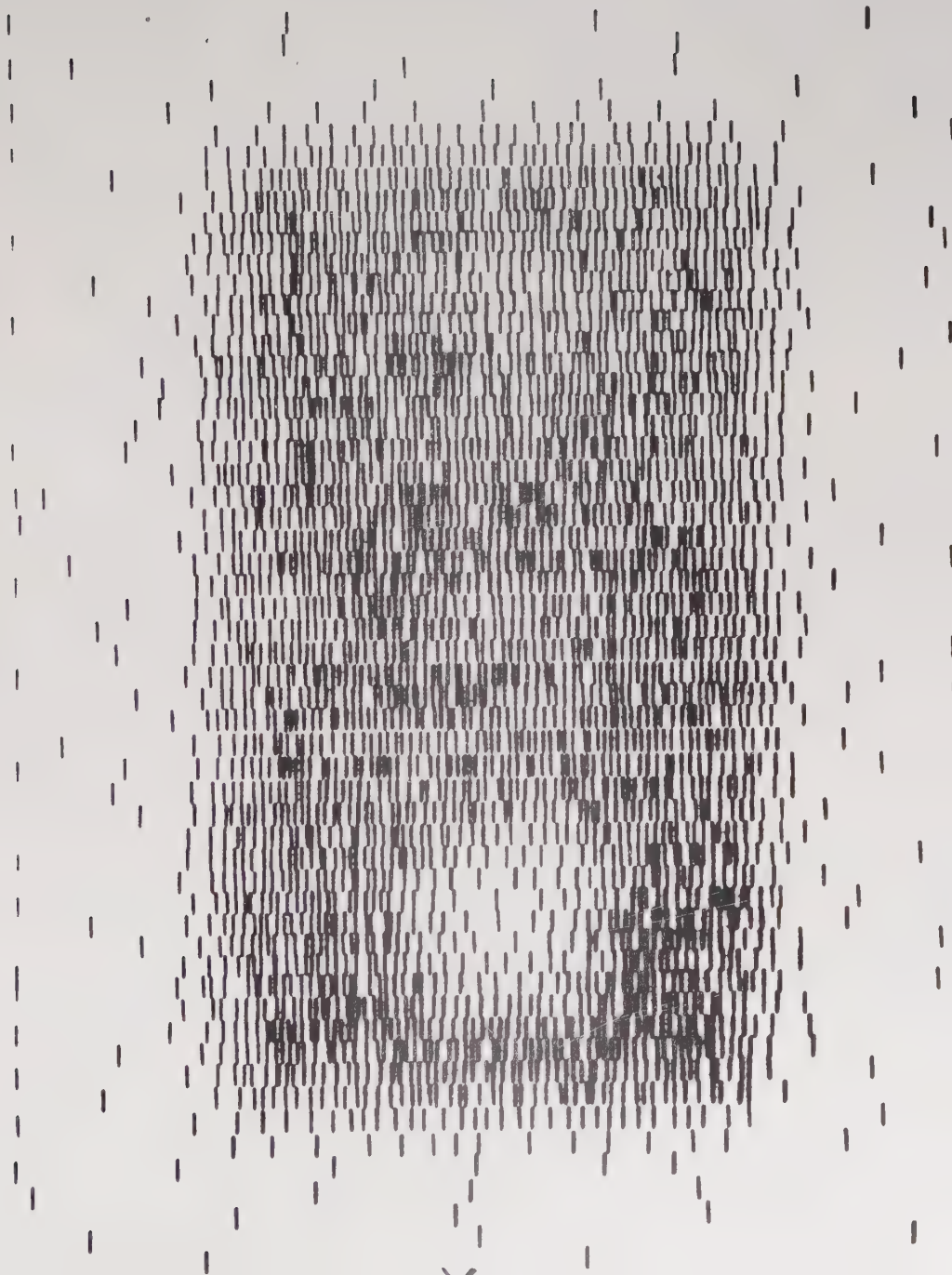
Précipité : 20

Sensibilité : 0,5

≈ 165 µl de 330 ml = solution ≈ 0,5 µg/ml

GAIN : 16 x 2

X



- EXPERIENCE N° 2 -

Ayant admis que l'Iode 125 semblait plus adapté que l'Iode 131 à la recherche des nodules froids, nous allons maintenant essayer d'explorer les possibilités de ce radioisotope nouveau.

I - Le dispositif expérimental : Schéma B -

Les travaux se rapportant à l'utilisation cartographique de l'Iode 125 estiment que cet isotope est particulièrement adapté à la détection de nodules froids superficiels. Nous avons cherché à vérifier cette hypothèse en plaçant la sphère V_2 (1,5 cm de diamètre), non détectée au fond du récipient dans l'expérience N° 1, sur des socles creux en matière plastique mince de 1 cm. (socle A) et 1 cm 5 (socle B) de hauteur. Précisons à nouveau qu'un système de perforation des socles a permis à la solution radioactive de pénétrer à l'intérieur de ces derniers. La sphère à détecter était ainsi entourée de toutes parts par le liquide radioactif.

II - La cartographie B - (Iode 125) -

Elle montre les résultats escomptés. Cette sphère V_2 , de 1,5 cm de diamètre, placée au fond du récipient dans l'expérience N° 1 n'avait pas été détectée par l'Iode 131. L'iode 125 soulignait à peine son existence. Il la détecte maintenant très bien dans l'expérience N° 2 où elle est superficielle. Nous pouvons même ajouter que c'est posé sur le socle le plus haut (B = 1,5 cm) qu'elle est le mieux vue.

III - Conclusion B -

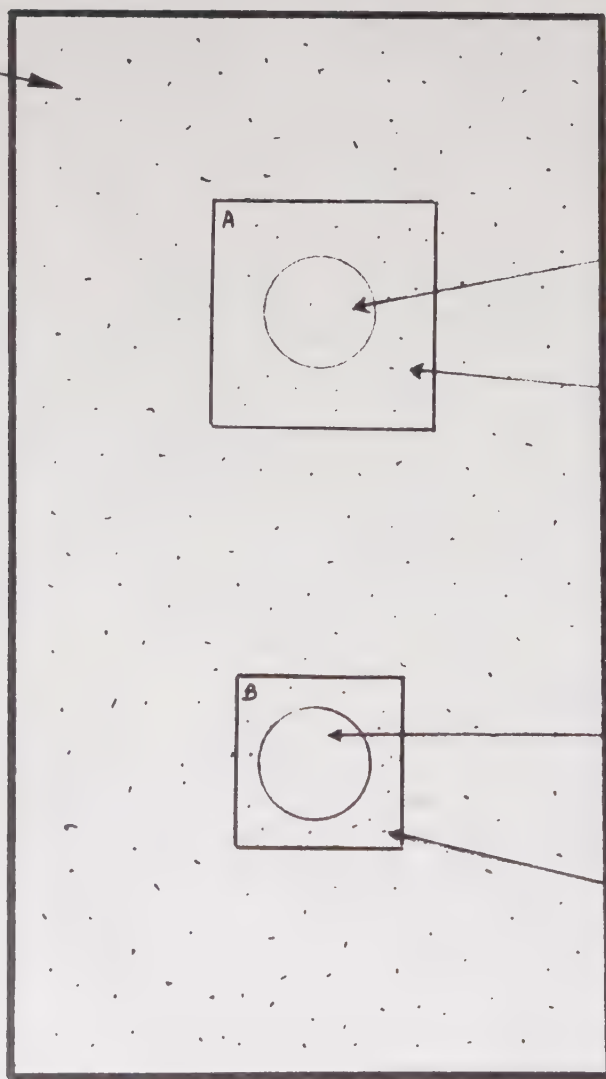
De deux sphères identiques V_2 et V'_2 placées respectivement sur deux socles de hauteurs différentes et dans une solution radioactive homogène, c'est celle qui est la plus superficielle qui est la mieux définie cartographiquement par l'Iode 125.

SCHEMA : B



SOLUTION RADIOACTIVE

0,5 $\mu\text{Ci}/\text{ml}$



SPHERE
EN VERRE

V_2

$\varnothing 1,5 \text{ cm}$
 $V = 1,7 \text{ cm}^3$

SOCLE A

$h = 1 \text{ cm}$

SPHERE
EN VERRE

V_2'

$\varnothing 1,5$
 $V = 1,7 \text{ cm}^3$

SOCLE B

$h = 1,5 \text{ cm}$

Y

CARTOGRAPHIE B

THT : 1000

Seuil : 16 v

Fenêtrage : 12 v

Gain : 16x2

Précision : 20

Vitesse : 18 cm/s

Sensibilité : 0,5

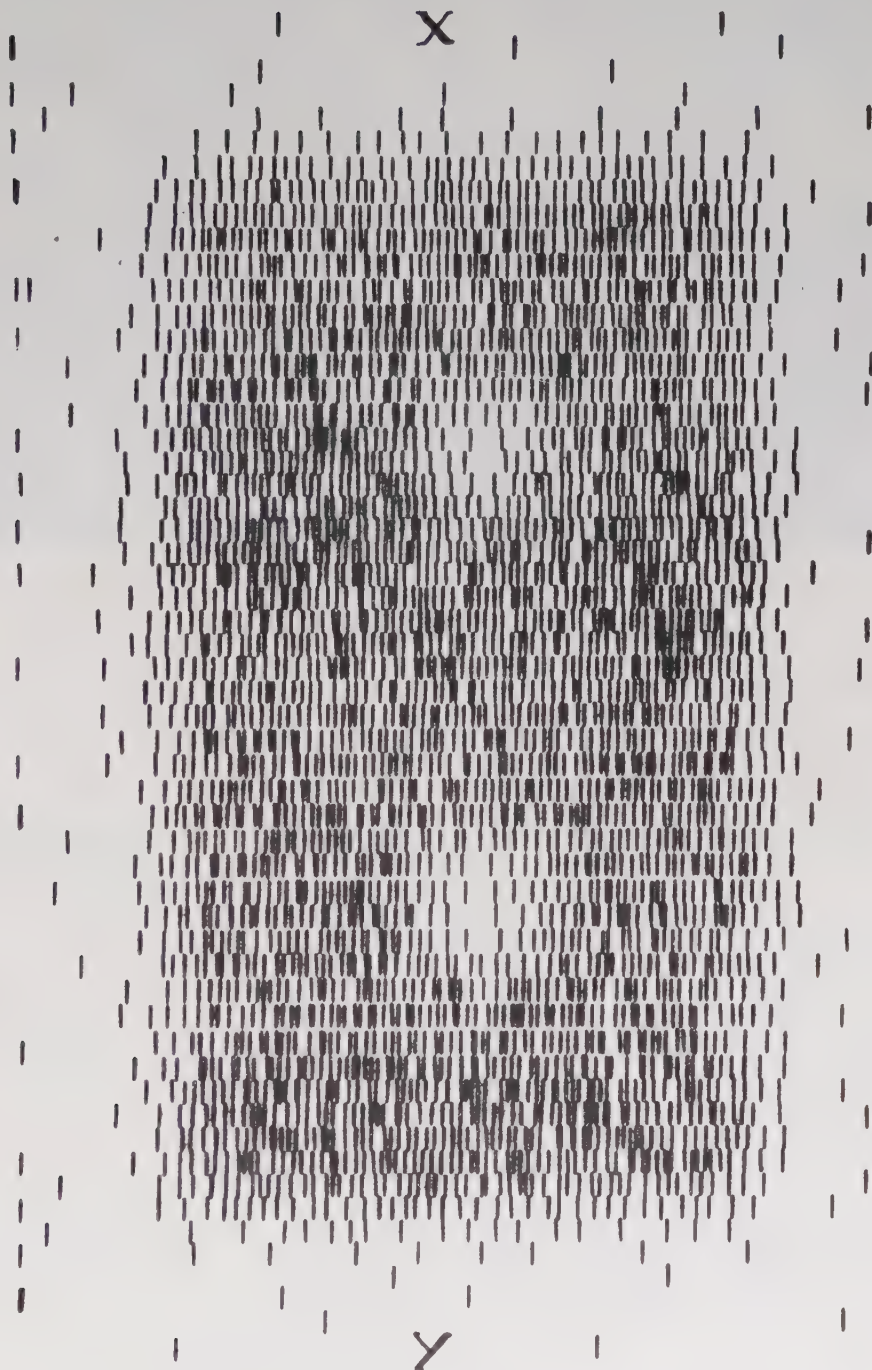
Epaisseur à 0,5 $\mu\text{m}/\text{cm}$

2 billes de $\varnothing = \text{à } 1,5 \text{ cm}$

A = 1 cm du Fond

B = 1,5 cm du Fond

SOCLES



A Socle 1cm

B Socle 1,5cm

I¹²⁵

MEILLEURE DÉFINITION DES NODULES SUPERFICIELS

DES DEUX BOULLES DE 1,5 cm DE DIAMÈTRE C'EST CELLE QUI EST SUR LE SOCLE LE PLUS HAUT QUI EST LE MIEUX DÉFINIE - (B) -

- EXPERIENCE N° 3 -

L'iode 125 détecte les nodules froids superficiels
Cherchons maintenant à montrer quel est le plus petit nodule
expérimental détectable.

I - Le dispositif expérimental : Schéma C -

Le schéma C, accompagné de la photographie, nous
montre le dispositif qui nous a permis de rechercher le plus
petit nodule expérimental superficiel détectable scintigraphi-
quement.

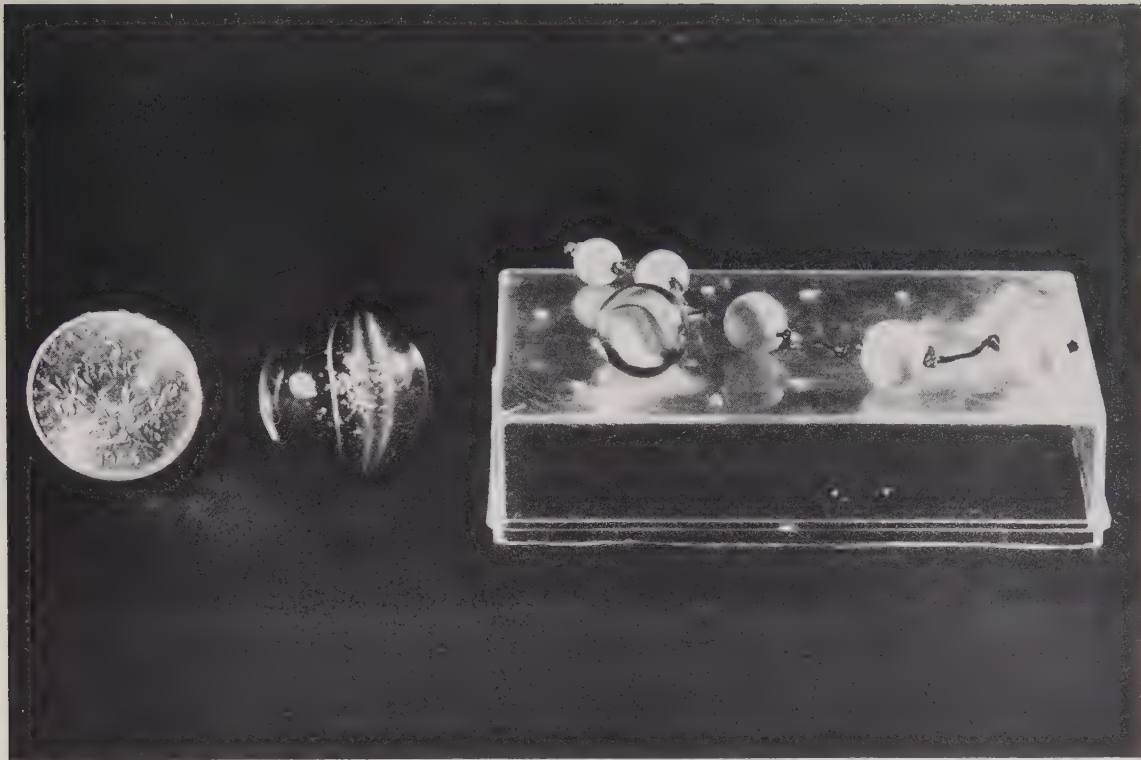
Nous remarquons le socle en plexiglas mince (C) de
2,3 cm de hauteur, perforé de toutes parts afin que, plongé
dans la solution, l'air puisse s'en échapper et le liquide
radioactif le remplir. Nous retrouvons la sphère en verre de
1,5 cm de diamètre (V_2) qui, non détectée dans l'expérience
N° 1, est beaucoup mieux visualisée dans l'expérience N°2 où
elle est plus superficielle. Nous la voyons sur la photo tel-
le qu'elle sera placée au cours de l'expérience suivante.
Elle est accompagnée par les cinq sphères en bakélite de tail-
le décroissante dont le diamètre varie de 1,16cm à 0,8cm.
(N° 5, 4, 3, 2, 1). Elle nous servira en quelques sortes de
référence par rapport aux expériences précédentes.

La sphère en verre de 3 cm de diamètre, placée sur
la gauche du dispositif expérimental que nous venons de décri-
re, est celle dont nous avons parlé dans la première experien-
ce. Elle ne jouera aucun rôle dans celle-ci.

Notons que dans l'étude qui va suivre la focalisa-
tion a toujours été maintenue, dans la mesure du possible, au
niveau du plan équatorial des nodules.

II - La cartographie C (Iode 125) -

Elle met très nettement en évidence le chapelet de
sphères en bakelite au voisinage de la bille en verre V_2 .

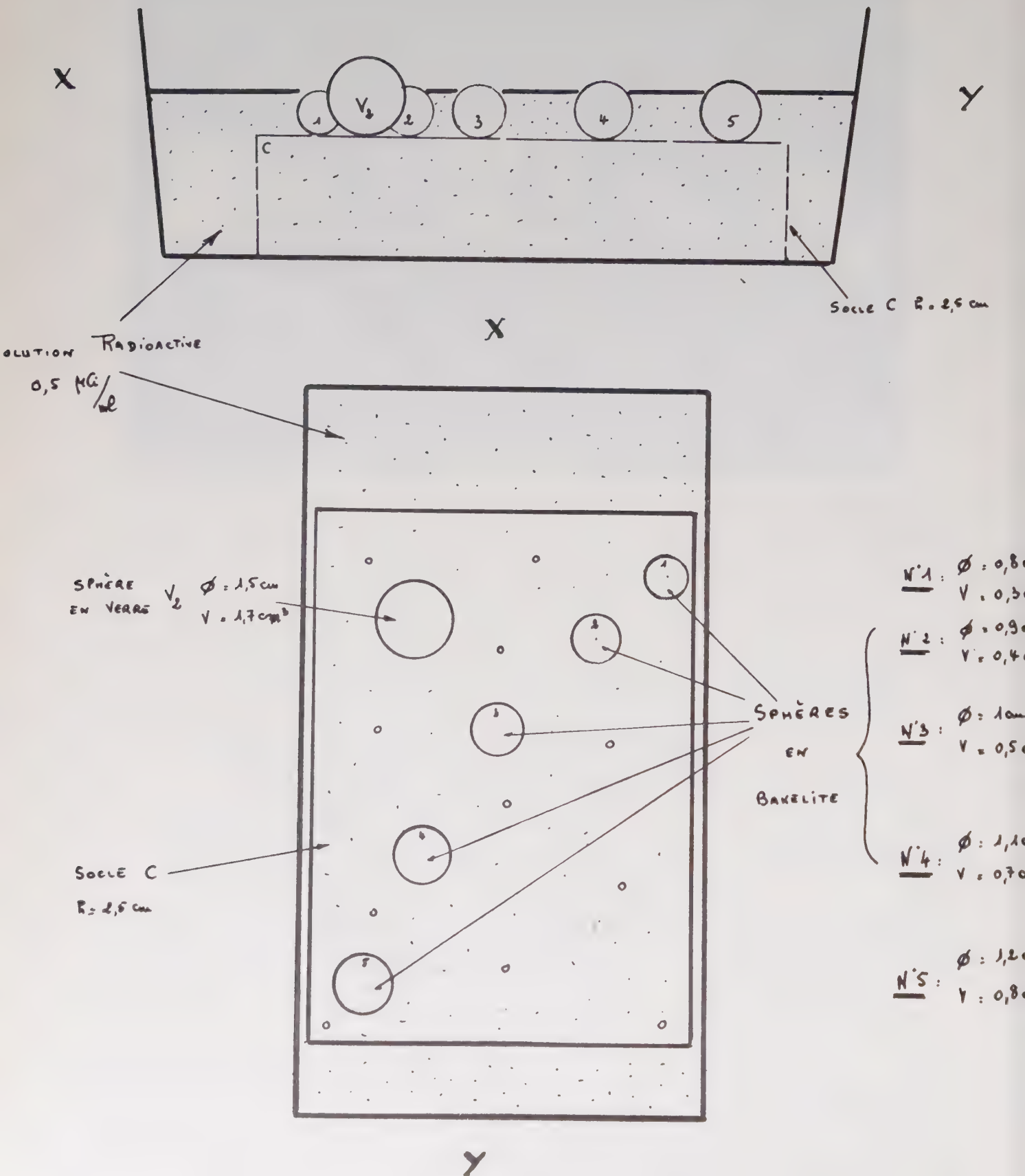


PHOTOGRAPHIE I : Se rapportant à l'expérience N° 3 .

Dispositif expérimental schéma C, montrant :

- 1°/ Deux éléments de référence dimensionnelle .
 - une pièce de monnaie de 5 F.
 - une agate de volume 11 cm^3 (sphère V_3 dans l'expérience N° 1) .
- 2°/ L'ensemble "Socle-Sphères" tel qu'ils ont été assemblés dans l'expérience N° 3, Schéma C, Cartographie C.

SCHEMA : C



CARTOGRAPHIE, C

THT 1000

Seuil 16 v

Foveter 12 v

GAIN 16 x 2

Vitesse 18 cm/m

Périmètre 20

Sensibilité 0,5

Solution 0,5 pli/ml & 27.1.66

Focalisation à la section du module qui fait
Touj en surface

Le bruit de fond est toujours satisfaisant. Les limites de la solution sont encore bien définies car en recherchant ses dimensions cartographiques on trouve des chiffres très proches de la grandeur véritable du contenant. Sachons de plus que le récipient utilisé n'était pas un parallélépipède rectangle vrai mais plutôt un tronc de pyramide quadrangulaire.

III - Conclusion C -

Dans ces conditions, le plus petit nodule détecté est celui d'une sphère en bakélite de 0,9 cm de diamètre (N°2).

Il nous semble judicieux de faire immédiatement remarquer que :

- ce même dispositif ne montre aucune sphère en utilisant l'Iode 131.
- ces mêmes sphères disposées au fond du récipient donnent des cartographies muettes et homogènes aussi bien en Iode 125 qu'en Iode 131.
- sur la cartographie C, du fait de sa position marginale, la sphère de 0,8 cm de diamètre N°1 est mal définie. Il est possible que, placée seule au centre de notre dispositif expérimental, elle ait une traduction scintigraphique.
- qu'il aurait été plus logique de continuer à chercher le plus petit nodule expérimental détectable. Nous ne l'avons pas fait pour deux raisons.

La première est relative à la matière elle-même des nodules expérimentaux (bakélite de densité 2,2). En admettant qu'on obtienne, par une série de volumes décroissants un résultat précis du plus petit volume détectable ; ce ne serait, de toutes façons, qu'un volume propre à l'expérimentation décrite et en aucun cas adapté au problème de détection de nodules cliniques.

La seconde est relative à la topographie même du matériel d'expérience. Ces sphères ont été placées sur une surface plane dans un liquide de densité homogène et dans des

conditions d'immobilité parfaite. Tous ces facteurs nous ont permis d'utiliser au mieux l'appareillage (sans aucun rapport avec les conditions cliniques). La visualisation d'une sphère de 0,9 cm de diamètre nous a donc paru un résultat expérimental suffisant.

- EXPERIENCE N° 4 -

Au cours de nos essais nous avons tenu à vérifier l'influence cartographique de la vitesse de parcours du détecteur au dessus de la zone à explorer et de la focalisation du collimateur. Les autres paramètres restant identiques par ailleurs.

De ces expériences deux conclusions peuvent être tirées. A savoir que :

- Un nodule froid est d'autant mieux défini scintigraphiquement que la vitesse du détecteur est plus faible. Dans notre expérience nous avons utilisé une vitesse de 18 cm/m (3mm/s). Dans ces conditions une cartographie de thyroïde de volume moyen dure environ 30 à 40 minutes. Nous avons pensé qu'au delà de cette durée l'immobilité est souvent mal tolérée par le patient.
- Dans la détection d'un nodule hypofixant il vaut beaucoup mieux focaliser au dessous du nodule qu'au dessus. L'idéal étant évidemment l'axe équatorial de cette région.

- EXPERIENCE N° 5 -

Les nodules utilisés dans l'expérience précédente avaient une densité nettement supérieure à celle des nodules froids que l'on rencontre dans la pathologie thyroïdienne. En effet, les sphères en bakelite avaient une densité de 2,2 et les formations thyroïdiennes donnant une hypofixation cartographique ont pour leur part une densité de l'ordre 1 (hématocoele) à 1,5 (formation mitotique)

Nous avons donc continué notre expérimentation par

un essai de rapprochement clinique. Pour cela nous avons refait les parties essentielles de notre démonstration en utilisant des sphères en plexiglas de densité 1,3 décrites page 67 .

En fait, dans cette tentative de rapprochement clinique, seule la diminution de la densité des nodules a été un pas vers les conditions habituelles de diagnostic. En effet, il nous faut insister sur la régularité et l'homogénéité de ces sphères toujours incluses dans une solution radioactive homogène plane et d'épaisseur constante.

Néanmoins ces conditions étant admises on peut admettre que nous avons sensiblement retrouvé l'intérêt gammagraphique de l'Iode 125.

Le schéma D montre la disposition des nodules pratiquement identique à celle de notre première expérience. Ces boules ont un diamètre respectif de 3 cm (P_3), 1,5 cm ($P_{1,5}$) et 2,5 cm ($P_{2,5}$).

La cartographie D (Iode 131) montre les éléments de 2,5 et 3 cm de diamètre.

La cartographie D' (Iode 125) les montre mieux.

Mais comme avec l'isotope précédent la sphère de 1,5 cm de diamètre n'est pas détectée.

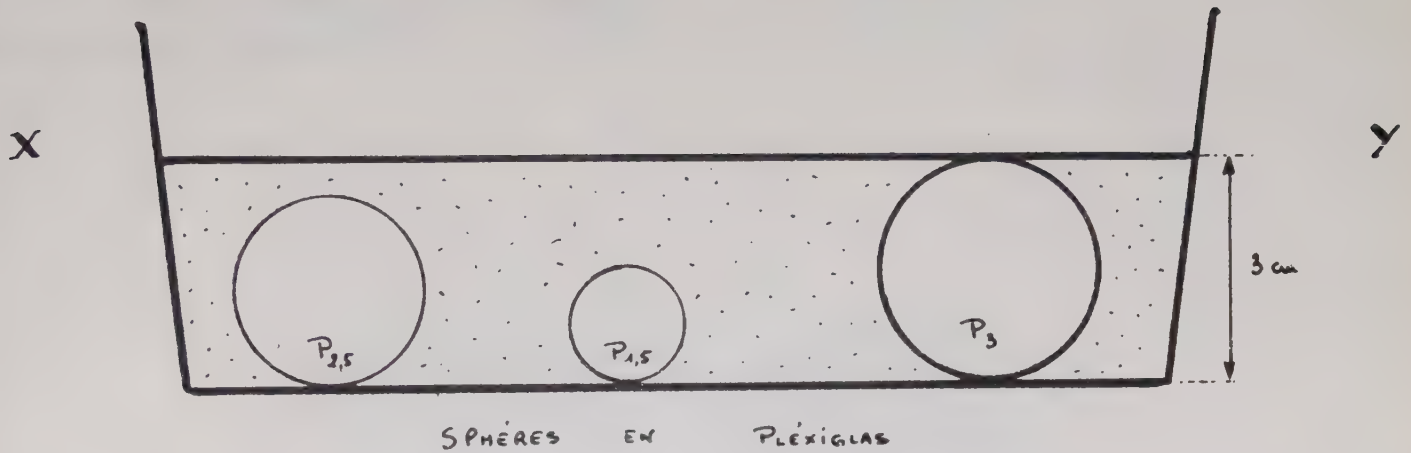
Le schéma E nous explique le dispositif qui nous a permis de rechercher le plus petit nodule en plexiglass de surface détectable scintigraphiquement.

La cartographie E (Iode 125) permet de mettre en évidence la sphère de diamètre de 1,5cm. Résultats auxquels nous nous attendions vu le rapport des densités des nodules des deux expériences.

Expérimentalement l'utilisation de l'Iode 125 en scintigraphie permet de détecter une sphère de 0,8 cm de diamètre de densité 2,2 ou 1,5 cm de diamètre de densité 1,3 en surface d'une solution radioactive de 3 cm d'épaisseur.

L'Iode 131 n'a pas permis d'atteindre ce but.

SCHEMA : D

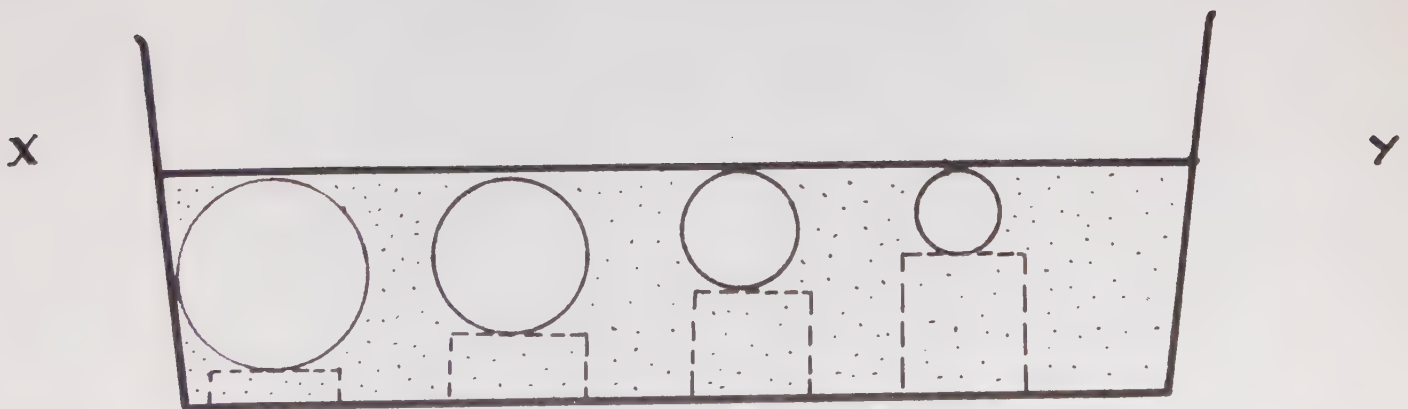


$$- P_{2,5} \left\{ \begin{array}{l} \phi 2,5 \text{ cm} \\ V : 7,8 \text{ cm}^3 \end{array} \right.$$

$$- P_{1,5} \left\{ \begin{array}{l} \phi 1,5 \text{ cm} \\ V : 1,7 \text{ cm}^3 \end{array} \right.$$

$$- P_3 \left\{ \begin{array}{l} \phi 3 \text{ cm} \\ V : 15,5 \text{ cm}^3 \end{array} \right.$$

SCHEMA : E



SPHERES
EN
PLEXIGLAS

$$\left\{ \begin{array}{l} P_{2,5} \quad \phi 2,5 \text{ cm} \\ \text{SOCLE } 0,5 \text{ cm} \end{array} \right.$$

$$\left\{ \begin{array}{l} P_2 \quad \phi 2 \text{ cm} \\ \text{SOCLE } 1 \text{ cm} \end{array} \right.$$

$$\left\{ \begin{array}{l} P_{1,5} \quad \phi 1,5 \text{ cm} \\ \text{SOCLE } 1,5 \text{ cm} \end{array} \right.$$

$$\left\{ \begin{array}{l} P_1 \quad \phi 1 \text{ cm} \\ \text{SOCLE } 2 \text{ cm} \end{array} \right.$$

CARTOGRAPHIE D

THT 1000 v

SEUIL 36 v

FENÊTRE 12 v

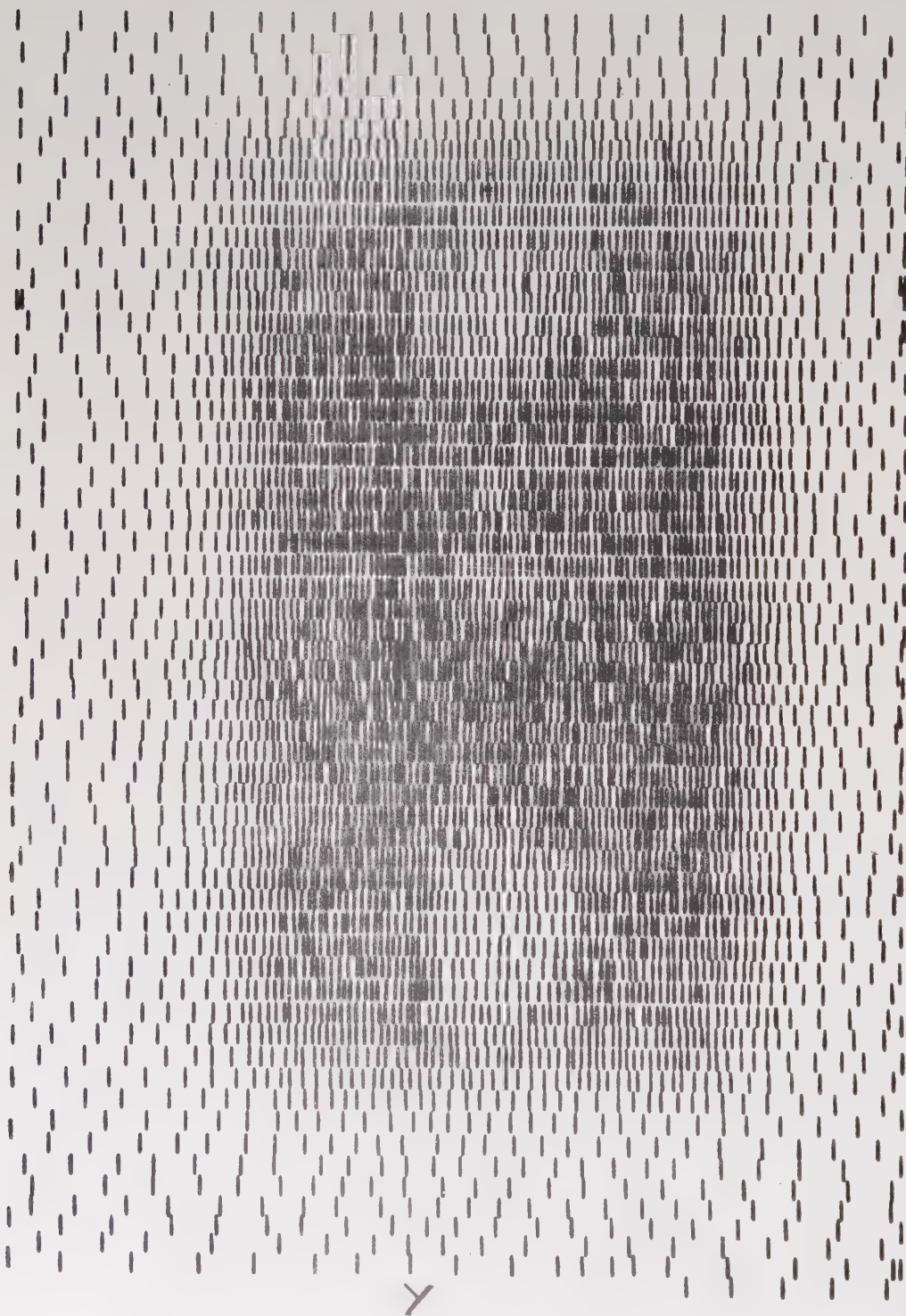
GAIN $4 \times 1,5$

VITESSE 20 cm/m

SOLUTION 0,5 $\mu\text{Ci}/\text{ml}$ (144 μCi en tout)

PRÉCOMPTE 50 - 3 MODULES PLEXIGLAS (2 1,3)

X



Y

CARTOGRAPHIE D'

THT 1000V

SEUIL 16 V

FENÊTRE 12 V

VITESSE 18 cm/m

PRÉCOMPTE 20

SENSIBILITÉ 0.5

SOLUTION 0.5 $\mu\text{Ci}/\mu\text{L}$ 3 NOUVELES PLEXIGLAS (d:1.5)

X

Y

CARTOGRAPHIE E

I¹²⁵, RECHERCHE DU PLUS PETIT NOYAU EXPERIMENTAL
EN PÉRIODE (d.r.b) VISIABLE SCINTILLATOIREMENT

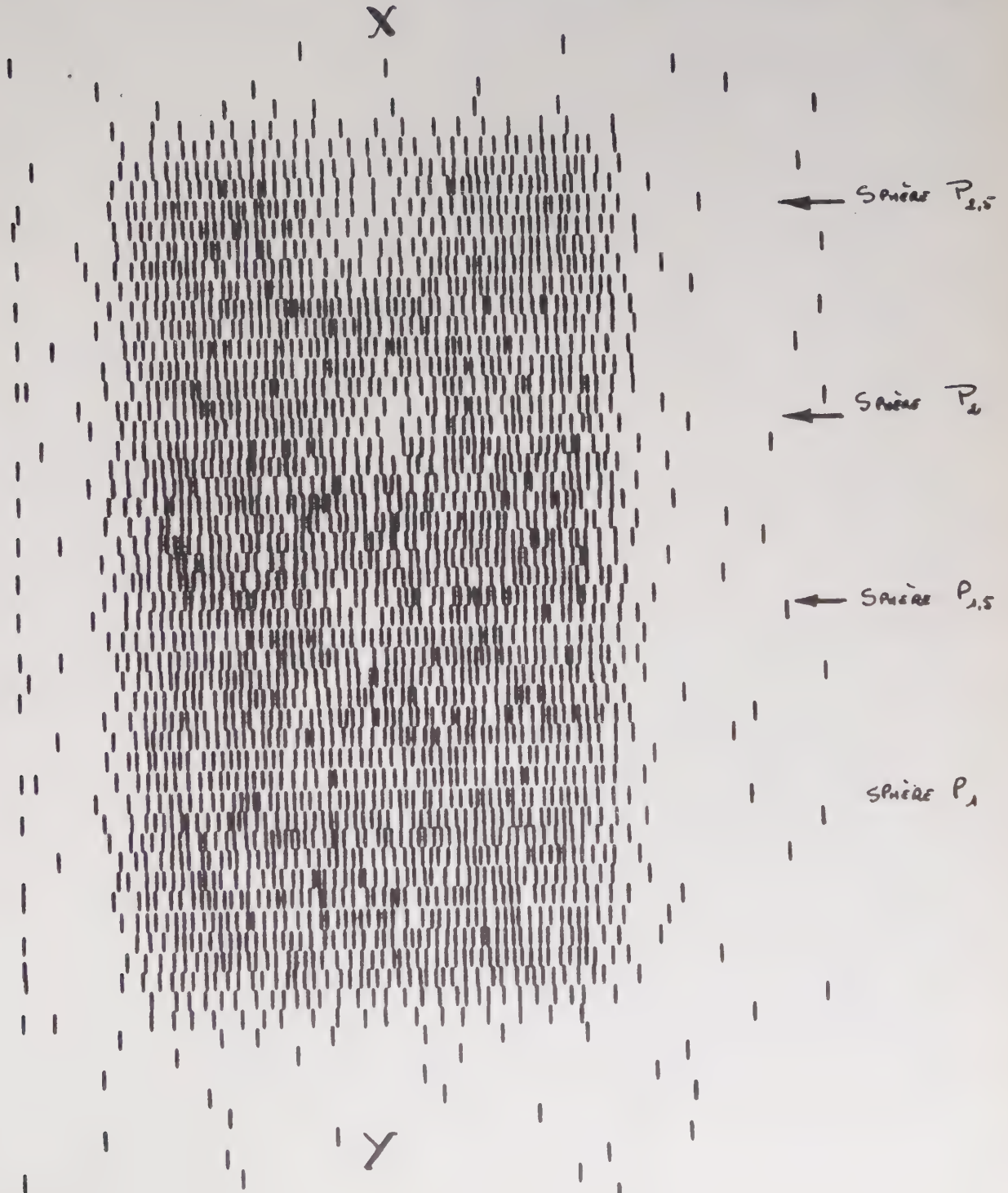
THT : 1000
Socle : 16 v
Fen : 12 v
V : 18 cm/m
Gain : 16x2

Plaque 20

Sensibilité 0,5

Solution 0,5 $\mu\text{Ci}/\text{ml}$ le 28/8/66

4 noyaux Périodes	{	$\varnothing 1$	Socle	2 cm
		$\varnothing 1,5$	$\rightarrow$	1,5 cm
		$\varnothing 2$	$\rightarrow$	1 cm
		$\varnothing 2,5$	$\rightarrow$	0,5 cm



III - RECHERCHES CARTOGRAPHIQUES DE METASTASES THYROIDIENNES FIXANT L'IODE

Nous venons de voir que la faible énergie du rayonnement émis par l'Iode 125 est particulièrement adaptée à la détection de nodules froids thyroïdiens.

Par contre, cette faiblesse énergétique représente, en théorie du moins, un inconvénient à la mise en évidence de sources radioactives situées profondément dans les tissus. En particulier, l'Iode 125 ne paraît pas convenir à la recherche et à la localisation d'éventuelles métastases fonctionnelles d'un néoplasme thyroïdien ou de goîtres plongeants.

Afin d'étudier la valeur de cet isotope 125 dans la visualisation de zones radioactives profondes, nous avons réalisé les expériences suivantes :

1° - Dans la première :

Nous avons essayé de déterminer, avec l'appareillage dont nous disposions, la profondeur maximum à laquelle la source radioactive pouvait être détectée scintigraphiquement.

a) - Dispositif expérimental : comme nous le voyons sur le schéma F en marge de la cartographie ci-contre, le dispositif expérimental est composé par :

- 1° - un tube en matière plastique très mince de 13 cm de long contenant 30 μ Ci d'Iode 125 dans 12 ml de solution. Cela correspond en effet approximativement à une fixation de 10 % de la dose ingérée au niveau de la métastase fixante.
- 2° - un bécher en verre rempli d'eau, de 11 cm de hauteur et 8,5 cm de diamètre. Le tube décrit ci-dessus étant placé selon un grand axe diagonal comme le montre le schéma.

CARTOGRAPHIE F

THT : 1000 Volts

GAIN : 16 x 2

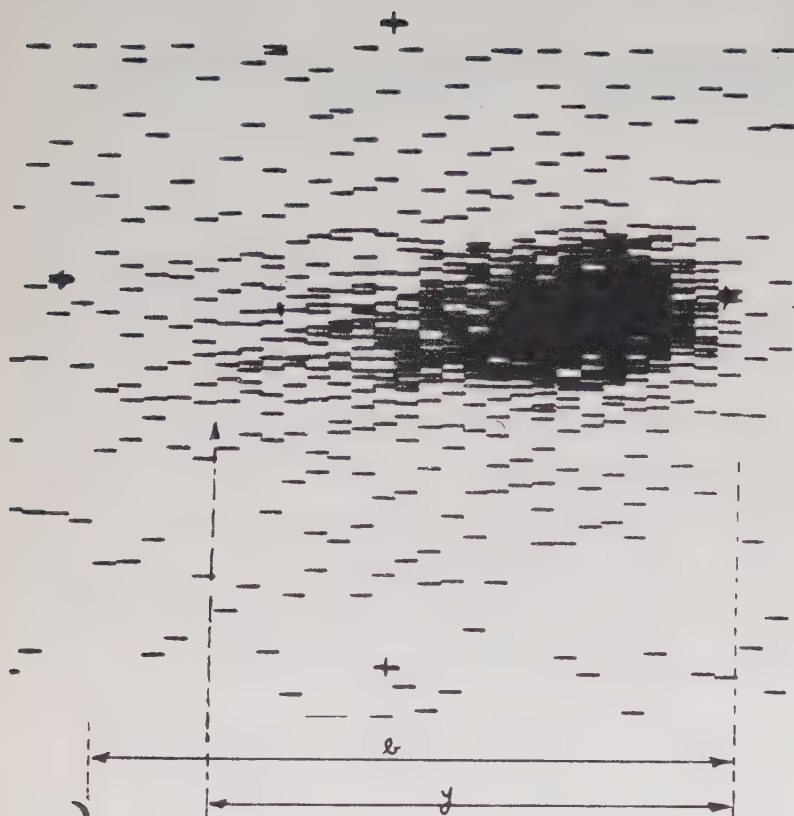
SEUIL : 16 volt

FENÊTRE : 12 Volt

PRÉCOMPTE : 10

VITESSE : 18 cm/m

+ : REPÈRES DES BORDS EXTÉRIERS
BÉCHER.



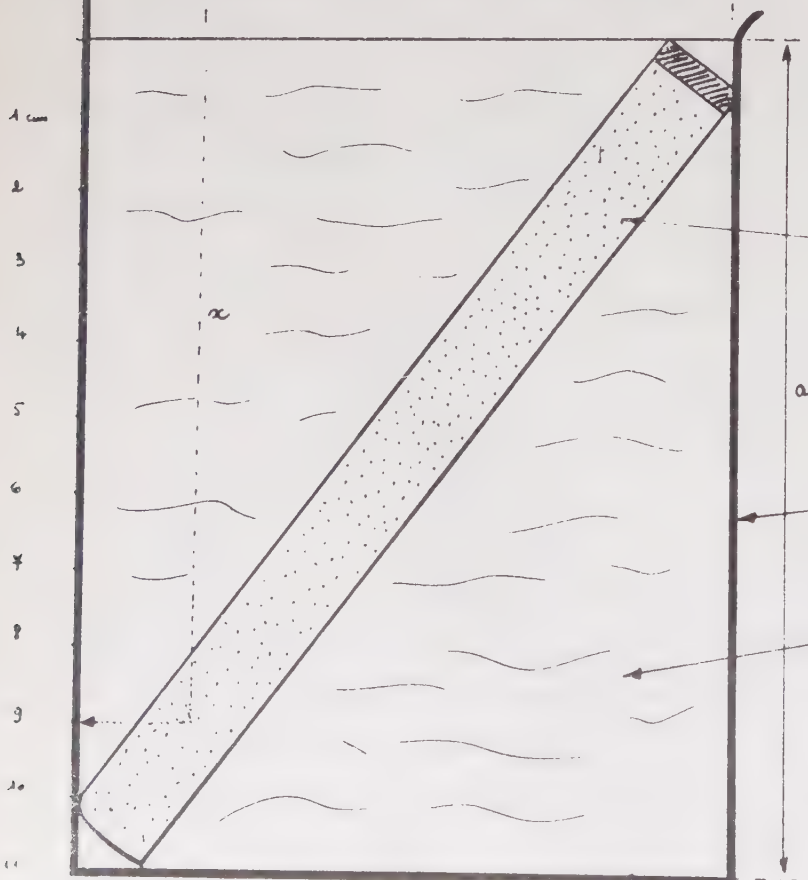
SCHEMA F

CYLINDRE CONTENANT LA SOLUTION
RADIOACTIVE.

30 μ li ; 12 ml

BÉCHER.

EAU



b) - Cartographie F :

Sur cette scintigraphie nous voyons que l'image de la source radioactive cylindrique est très dense et assez nette dans sa moitié supérieure. Par contre elle devient moins bien limitée et moins dense dans sa moitié inférieure.

L'image scintigraphique est lisible sur une distance d'environ 7 cm (a) ce qui correspond à une profondeur de détection de l'ordre de 9 cm (x) en effet nous retrouvons sur le schéma F :

$$\frac{x}{y} = \frac{a}{b} \text{ soit en tenant compte des dimensions effectives } x = 9 \text{ cm.}$$

Ce résultat nous semble encourageant, cependant en pratique clinique le rayonnement émis par les zones à localiser peut-être atténué par l'existence de formations osseuses. En particulier lors de la détection d'une masse médiastinale, le grillage sterno-costal peut réduire la possibilité de visualisation envisagée dans notre expérience précédente. C'est pour cette raison que nous avons entrepris l'expérience suivante.

2° - Expérience n° 2 :

Nous allons essayer de nous rapprocher des conditions cliniques :

a) - Dispositif expérimental, schéma G : Cet ensemble comprend :

- 1° - un tube en matière plastique pratiquement identique au précédent mais possédant un 2ème compartiment (N° 2) de 1 ml dans lequel la concentration radioactive est le double de celle de l'autre compartiment (N° 1).
- 2° - une épaisseur de riz de 10 cm, afin de simuler l'épaisseur de tissus correspondants.

CARTOGRAPHIE G

TUBE EN MATIÈRE PLASTIQUE. I¹²⁵

2 COMPARTIMENTS 1) 30 $\mu\text{Ci} \approx 1 \text{ ml}$

2) 6 $\mu\text{Ci} \approx 1 \text{ ml}$

SOUS 10 cm de RIZ $\approx$ 10 cm de TISSU AVEC 1 CÔTE et

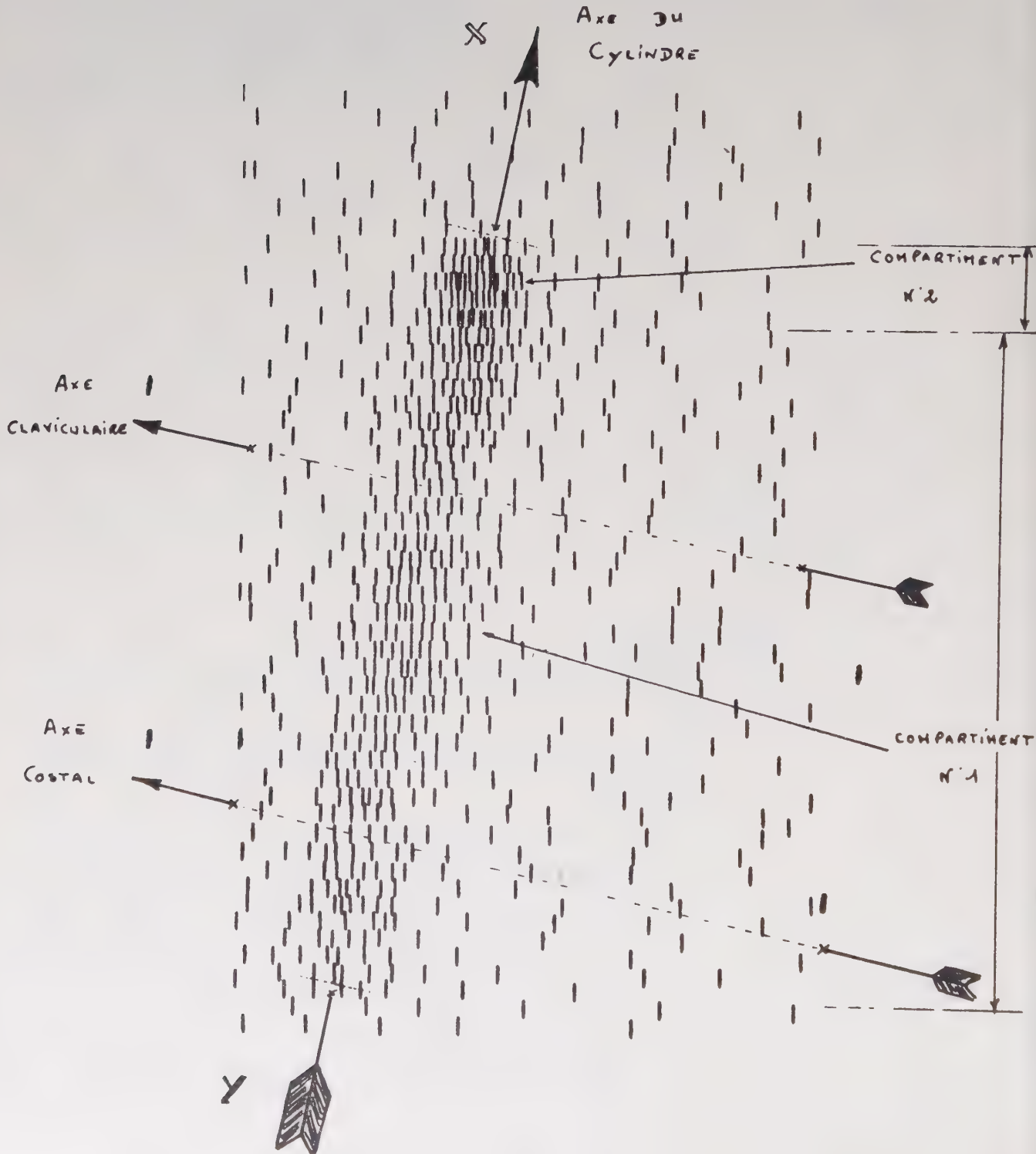
1 CLAVICULE.

AVEC

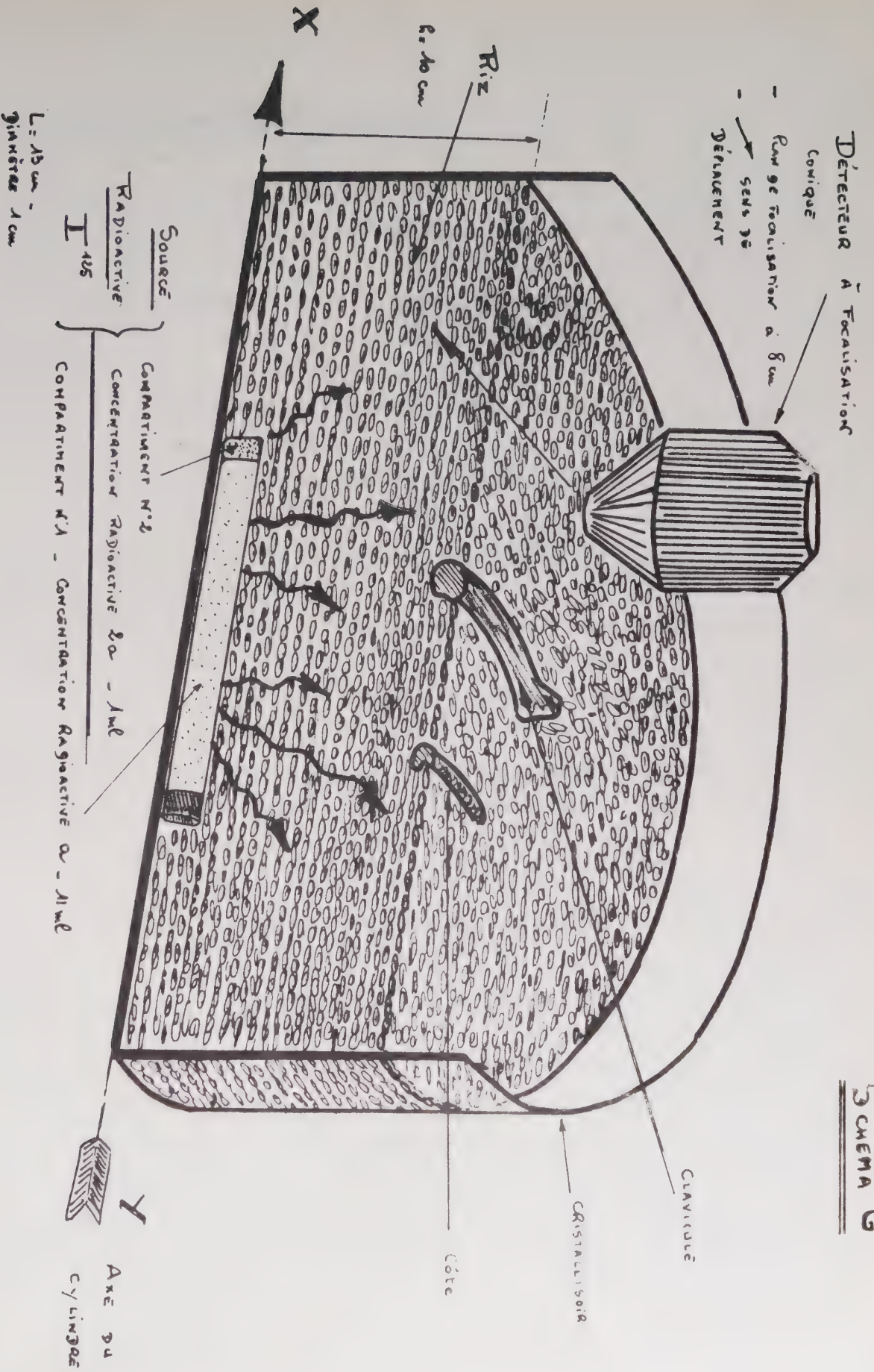
{ THT : 1000 VOLTS - PRÉCOMPTÉ 10
GAIN = 16 x 2 - VITESSE 18 cm/m
SEUIL = 14
FENÊTRE : 14

I¹²⁵ RECHERCHE DE MÉTASTASES

PROFONDES FIXANT L'IODE



SCHEMA G



3° - une clavicule et une côte provenant d'une boîte à os d'anatomie.

L'ensemble étant contenu dans un cristalliseur de 30 cm de diamètre.

- b) - la cartographie G : Cette dernière montre le résultat obtenu. La zone active est très nettement visible mais mal définie. L'obstacle claviculaire est évident, l'absorption costale est minime. Le compartiment N° 2 contenant une concentration radioactive double de la précédente est mieux détecté.

Ces résultats expérimentaux sont donc concluants et nous pensons qu'une étude clinique véritable doit être entreprise sur la recherche de la valeur de l'Iode 125 dans la mise en évidence de métastases thyroïdiennes fixant l'Iode. L'installation dont nous disposions et les malades auxquels nous nous adressions ne nous ont pas permis d'entreprendre une telle étude, nous n'avons donc pas eu l'occasion de vérifier sur des malades ces conclusions expérimentales.

B - QUELQUES RESULTATS CLINIQUES -

Les conclusions tirées de l'expérimentation précédente devaient être étayées par des résultats cliniques. Parmi les cartographies faites jusqu'à présent dans le service nous avons choisi celles que nous avons pu suivre tout particulièrement sur le plan clinique, chirurgical et histologique.

Une étude comparative a été faite sur quelques malades. Ils ont reçu oralement une dose d'environ 40 μ Ci d'Iode 125 le matin à jeun. On mesurait la fixation thyroïdienne à la 2ème, 6ème et 24ème heure, moment auquel on pratiquait la scintigraphie en 125. Immédiatement après ils absorbaient la même dose d'Iode 131 et le même protocole était suivi. Les différentes mesures de fixation et cartographie se faisant en spectrométrie il nous a suffi de jouer sur les différences d'énergie de rayonnement afin de sélectionner leurs actions respectives. En particulier l'étude se faisant d'abord avec l'Iode 125 il ne pouvait y avoir, grâce à la faible énergie de son rayonnement, aucune interaction dans le domaine spectrométrique de l'Iode 131.

Toutefois, dans le but d'éviter ce supplément d'irradiation à nos malades, la plupart d'entre eux n'ont subi qu'un test à l'Iode 125. En dehors des opérations habituelles qu'implique un bilan iodé thyroïdien, nous nous sommes efforcés, dans la mesure du possible, de suivre l'évolution clinique de ces malades. Ainsi lors d'intervention éventuelle le recueil de la pièce opératoire nous a permis de confronter les résultats isotopiques avec les comptes rendus peropératoires et anatomopathologiques. De plus, en tenant compte de la longue période de l'Iode 125, il nous a été possible de faire immédiatement après l'acte chirurgical la cartographie de la

pièce opératoire sans autre apport radioactif au malade que celui de la première ingestion remontant parfois à un mois.

Il nous a été d'un grand intérêt et toujours d'un certain réconfort de vérifier extemporanément la présence d'une zone suspecte sur la pièce opératoire et de la localiser par son mutisme sur la scintigraphie de la pièce d'exérèse, ainsi que de la comparer avec la cartographie première, à savoir pièce en place.

OBSERVATION N° 1

Madame CHAP..... Catherine

31 ans, examinée le 18-5-66 (Malade du Docteur NOEL)

BREF RESUME CLINIQUE :

1° - Examen : la malade, examinée ce jour, se présente pour un examen d'un goître connu depuis 1959. Ce dernier est de consistance ferme, non vasculaire et estimé par la palpation à environ 80 grammes. Il présente un nodule au niveau du lobe droit, qui ascensionne à la déglutition. On note l'existence d'un ganglion carotidien du côté gauche apparu depuis 1964.

Aucun antécédent thyroïdien ; examen clinique négatif par ailleurs.

2° - Etude du métabolisme de l'Iode

a) Isotope utilisé : I^{125} .42 μ Ci le 18-5-66
 I^{131} .20 μ Ci le 21-5-66

b) Mesure de la fixation thyroïdienne :

Horaire	2ème	6ème	24ème
Iode 131	3 %	8,5 %	17 %
Iode 125	3,5 %	9 %	20,6 %

c) Dosage de l'Iode organique stable du sérum :

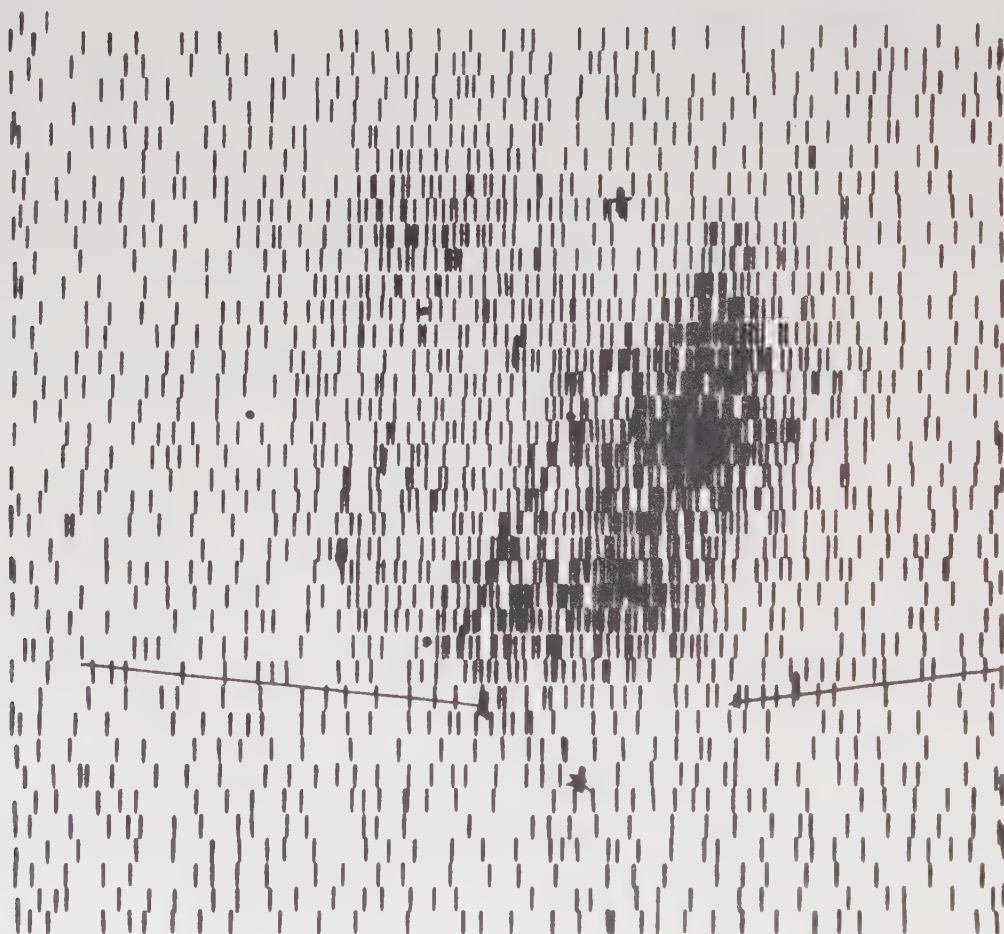
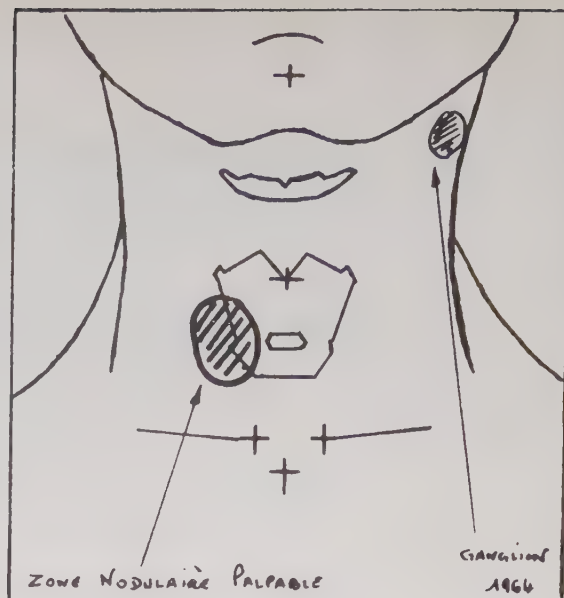
P. B. I. 127 : 4,4 μ g/100ml.

3° - Cartographie thyroïdienne :

Nodule froid au niveau du lobe droit. Epreuve à la T.S.H.

SCINTIGRAPHIE THYROIDIENNE

Date : 24.5.66 Nom : M^{me} Chap... Age : 31 ans
Dose : 20 μ c I¹³¹ Fixation 24°H. : 17%
Gain : 4x1.5 Sensibilité : 0.5 Seuil : 36
Précompte : 5 Fenêtre : 14 Vitesse : 21

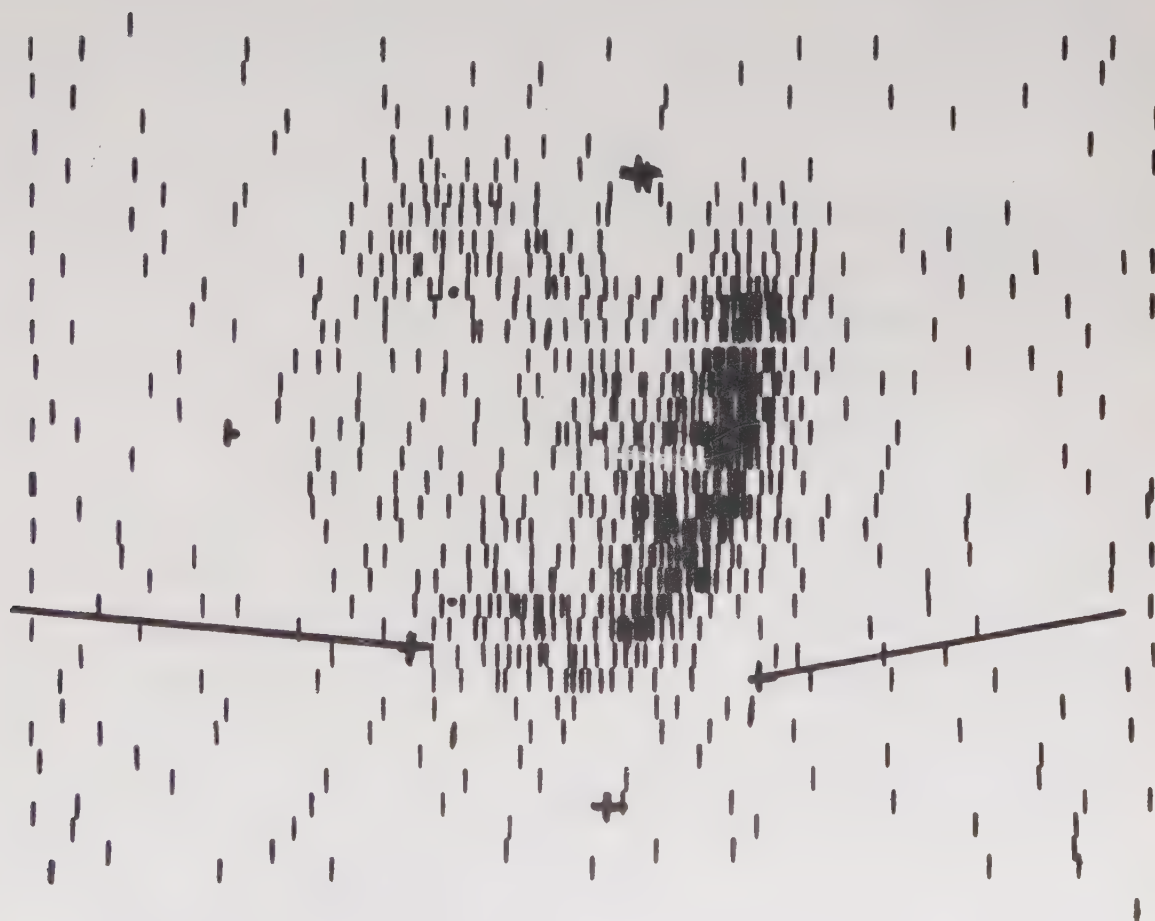
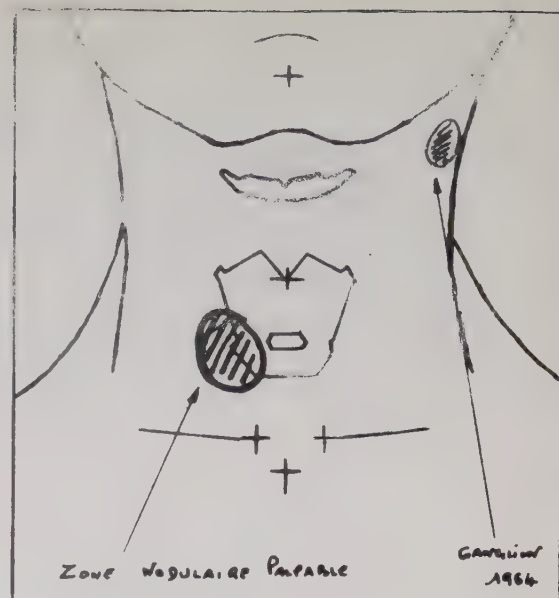


OBSERVATION N° 1 : CARTOGRAPHIE avec I¹³¹

• : REPÈRES A LA PALPATION DE LA ZONE NODULAIRE

SCINTIGRAPHIE THYROIDIENNE

Date : 18-5-66 Nom : M^{re} Chap.... Age : 31 ans
Dose : 42,0 μ C I¹³¹ Fixation 24^h : 19 %
Gain : 16x2 Sensibilité : 0,5 Seuil : 15
Précompte : 5 Fenêtre : 12 Vitesse : 21



OBSERVATION N° 1, CARTOGRAPHIE AVEC I¹³¹

- POINTS DE REPÈRE À LA PALPATION DE LA ZONE NODULAIRE

OBSERVATION N° 2

Madame GAU..... Danielle

21 ans, examinée le 10-1-66 (Malade du Docteur NOEL)

BREF RESUME CLINIQUE :

1° - Examen : l'histoire de la malade commence en 1964 ou au cours d'une poussée fébrile (39°), cette dame observe une douleur dans la région thyroïdienne avec gêne à la déglutition et à l'ouverture de la bouche. Il n'y aurait pas eu de ganglion, ni de signes inflammatoires. Un traitement antibiotique a été instauré à l'époque.

Il y a deux mois : découverte d'un nodule thyroïdien au niveau du lobe gauche.

Il y a 15 jours : aucune variation de volume. Ponction blanche.

Ce jour : l'existence du nodule à la base du globe thyroïdien gauche est évidente. Examen clinique négatif par ailleurs.

2° - Etude du métabolisme de l'Iode :

a) Isotope utilisé : I125, 59 μ Ci le 11-1-66

b) Mesure de fixation thyroïdienne

Horaire	2ème	6ème	24ème
Iode 125	10 %	25 %	33 %

c) Elimination urinaire : 45 % de la dose totale en 24 heure.

d) Dosage de l'Iode organique stable du sérum

P. B. I. 127 : 5,5 μ g/100ml.

3° - Cartographie thyroïdienne :

Légère hypofixation correspondant à la zone palpable.

SUITES CLINIQUES :

1° - Malade opérée par le Docteur VIARD le 6-3-66.

- " Cervicotomie transversale. Visualisation d'un nodule
- " gros comme une noix verte occupant le pôle inférieur
- " du lobe thyroïdien gauche. Hématocèle probable à la
- " section.
- " Lobectomie sub totale gauche.

2° - Cartographie de la pièce opératoire 9-3-1966.

L'hypofixation correspondant à la zone encapsulée est maintenant plus évidente. La section a vidé cet hématocèle de son contenu séro-sanguin. La scintigraphie de la pièce opératoire est d'un meilleur rendement compte tenu de l'immobilité absolue de cette dernière et de l'absence d'interposition de tissu entre le détecteur et le nodule.

3° - Compte rendu de l'examen anatomo-pathologique du 12-3-66.

ADENOME THYROIDIEN. Il s'agit d'un adénome vésiculaire, dont les éléments constitutifs sont de petites et moyennes dimensions, tapissées par un épithélium cubique à cellules claires très régulières. La colloïde est intensément colorée par l'éosine. Certaines plages particulièrement denses sans formation vésiculaire, de petites tailles, pauvres en colloïde, évoquent l'hyperplasie basedowienne, mais il manque pour l'affirmer de façon catégorique la sclérose périlobulaire et la présence d'infiltrants lymphoïdes habituellement observés dans cette infection.

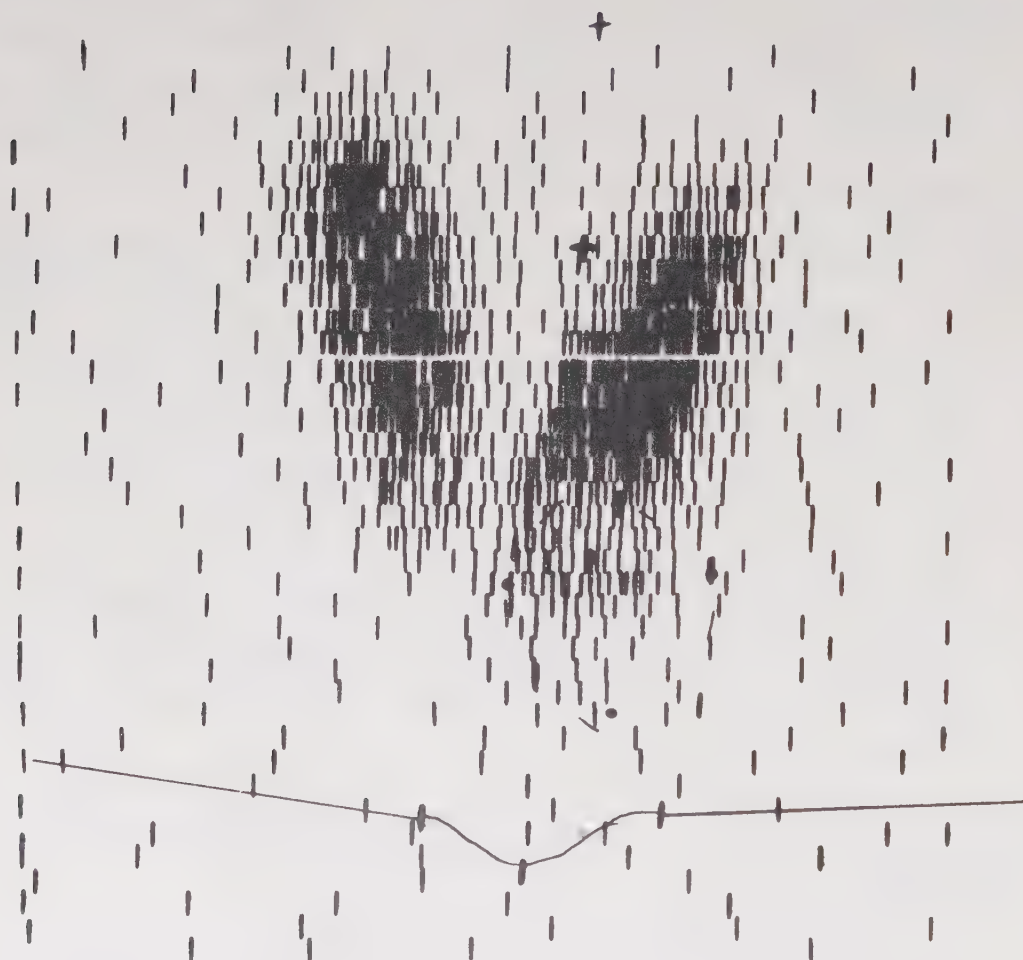
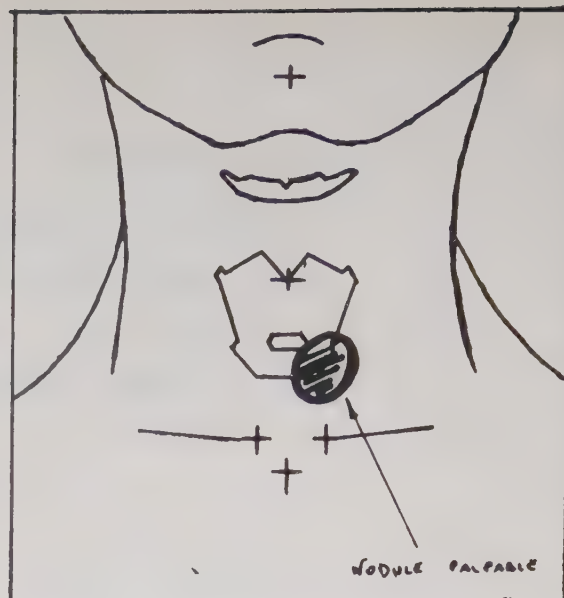
On ne trouve aucun signe histologique de dégénérescence maligne. (Dr. J. L. Vauzelle) .

4° - Etude auto-historadiographique.

Une étude auto-historadiographique a pu être pratiquée mais pour des raisons indépendantes de notre volonté nous n'avons pas pu la joindre à ce dossier.

SCINTIGRAPHIE THYROIDIENNE

Date : 11-1-66	Nom : M ^r Gau...	Age : 21 ans
Dose : 59 μ Ci I ¹²⁵	Précompte : 10	Vitesse : 18
Fixation, 24e. H : 52%	Seuil : 15	Fenêtre : 12



Malade opérée le 5/3/66

Conditions Scintigraphiques : 9/3/66

PIÈCE OPÉRATOIRE 17^{me} GRAU....

AVANT REÇU le 11/1/66 59 p.li d'Iode 125

THT : 1000 volt

GENIC : 18 v

PENÈTRE : 12 v

PRÉCOMPTÉ : 5

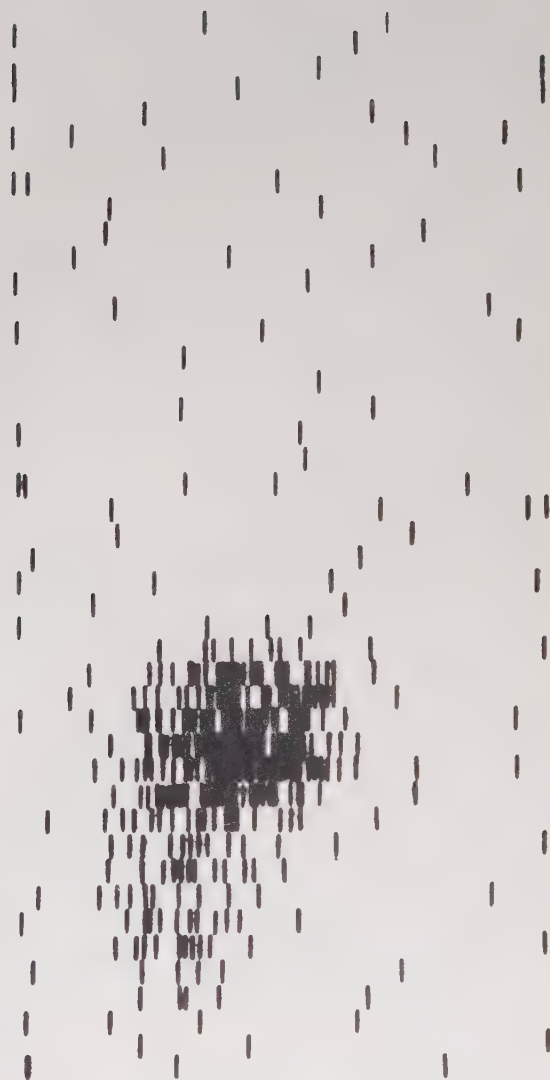
VITESSE : 15 cm/min

GAIN : 16x2

D^r VIARD Par O

" Lobectomie Filtotale Gauche

Hémostase Probable "



PIÈCE OPÉRATOIRE

ET

SA CARTOGRAPHIE

OBSERVATION N° 3

Madame LAG..... Janine

42 ans, examinée le 6-1-1966 (Malade du Docteur NOEL)

BREF RESUME CLINIQUE :

1° - Examen : l'histoire de la malade est simple. Il y a un mois, elle présente des maux de gorge, sans température, avec apparition de quintes de toux de type irritatif. De plus elle constate l'existence d'une petite hypertrophie au niveau du lobe droit thyroïdien s'accompagnant d'une douleur locale.

Ce jour on retrouve par la palpation ce nodule thyroïdien que nous évaluons à la taille de celle d'une amande. Il est de consistance ferme et non vasculaire. L'interrogatoire et l'examen clinique, par ailleurs, n'apportent rien de plus à l'histoire clinique.

2° - Etude du métabolisme de l'Iode :

a) Isotope utilisé : I^{125} . 79 μ Ci le 6-1-66

b) Mesure de la fixation thyroïdienne

Horaire	2ème	6ème	24ème
Iode 125	12 %	21,5 %	39 %

c) Dosage de l'Iode organique stable du sérum

P. B. I 127 : 11,0 μ g/100ml.

3° - Cartographie thyroïdienne :

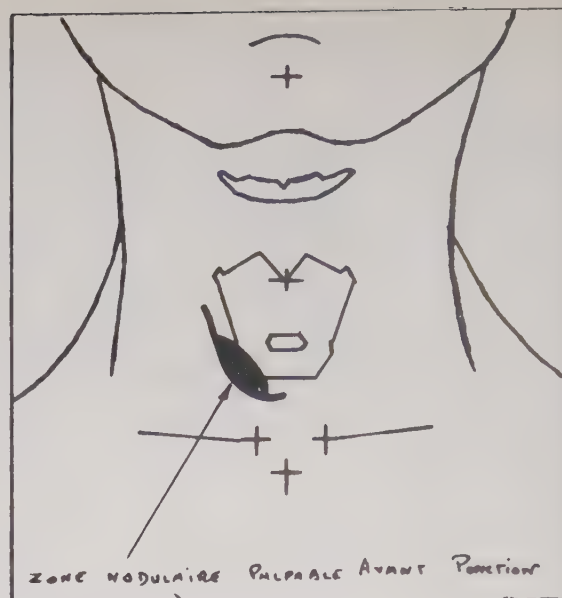
a) Cartographie avant ponction : mise en évidence d'un nodule froid thyroïdien au niveau de la base du lobe droit. (6-1-1966). (A)

b) Cartographie après ponction : diminution évidente de la zone d'hypofixation. Ce résultat nous a paru particulièrement intéressant (B) (7-1-1966).

SCINTIGRAPHIE THYROIDIENNE

Date : 6-1-66	Nom : M ^{me} Sag.....	Age : 42 ans
Dose : 79 μ Ci ¹²⁵ I	Précompte : 10	Vitesse : 16
Fixation, 24e. H : 38,5%	Seuil : 16	Fenêtre : 12

CARTOGRAPHIE I¹²⁵ AVANT Ponction

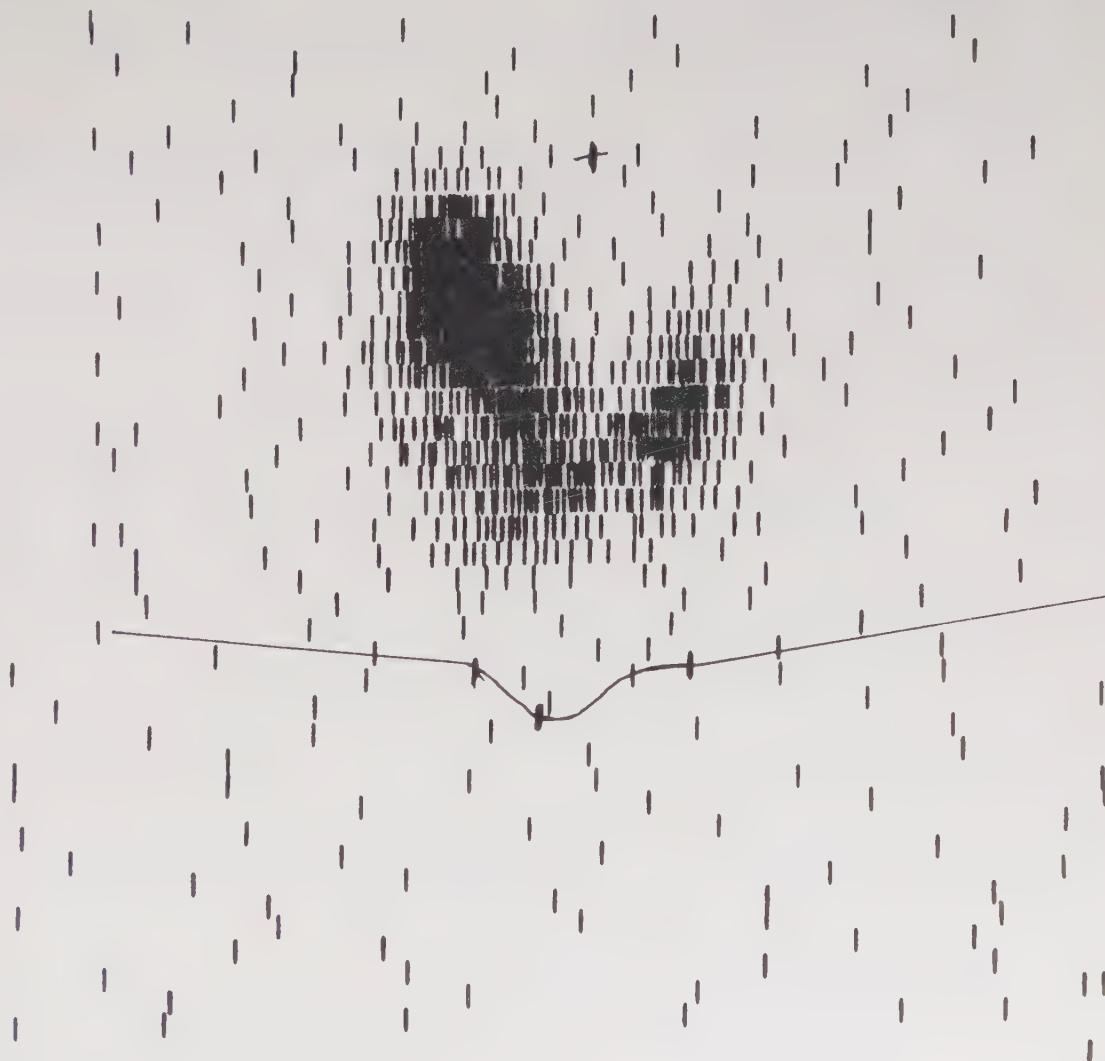
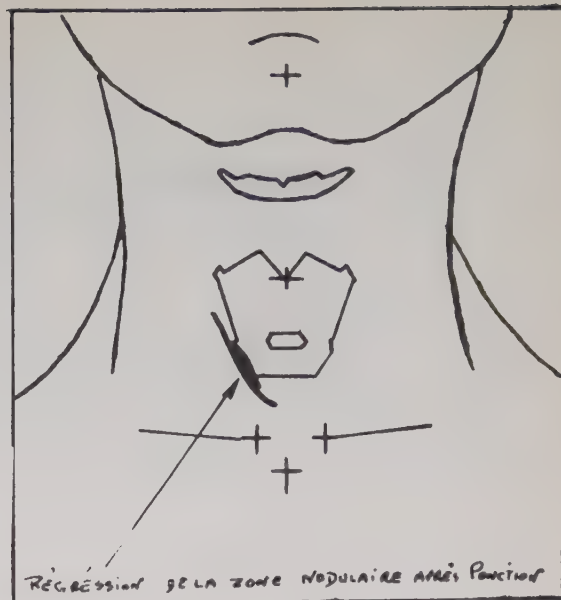


SCINTIGRAPHIE THYROIDIENNE

Date : 6.1.66 Nom: M^{lle} LAG..... Age : 42 ans
Dose : 79 µCi I¹²⁵ Précompte: 10 Vitesse: 16
Fixation, 36 e. H : - Seuil: 16 Fenêtre: 12

CARTOGRAPHIE I¹²⁵. APRÈS PONCTION.

RÉGRESSION ÉVIDENTE DE LA ZONE D'HYPOFIXATION (LOBE D^{re})



OBSERVATION N° 4

Monsieur VAG,..... Constant

65 ans, examiné le 11-5-1966 (Malade du Docteur DEYRIEUX)

BREF RESUME CLINIQUE :

1° - Examen : Après un état pseudo-grippal survenu au cours de l'hiver 1965/1966 ; le malade est gêné par une dyspnée d'effort, l'existence d'extra-systoles, l'apparition d'un oedème malléolaire. Un examen clinique permet de mieux définir le degré de décompensation cardiaque et met en évidence la présence d'un goître important, bas situé et connu depuis 35 ans déjà.

Un examen thyroïdien est demandé ce jour afin de préciser son état.

Nous sommes en présence d'un corps thyroïdie augmenté de volume, ferme, non vasculaire, estimé à environ 80 grammes et situé à la limite de la région sus-sternale.

2° - Etude du métabolisme de l'Iode

a) Isotopes utilisés : I^{125} : 57 μ Ci, le 11-5-1966
 I^{131} : 43 μ Ci, le 12-5-1966

b) Mesure de la fixation thyroïdienne

Horaire	2ème	6ème	24ème
Iode 125	29 %	39 %	38 %
Iode 131	28 %	44 %	/

c) Dosage de l'Iode organique stable du sérum

P. B. I. 127 : 4,1 μ g/100ml.

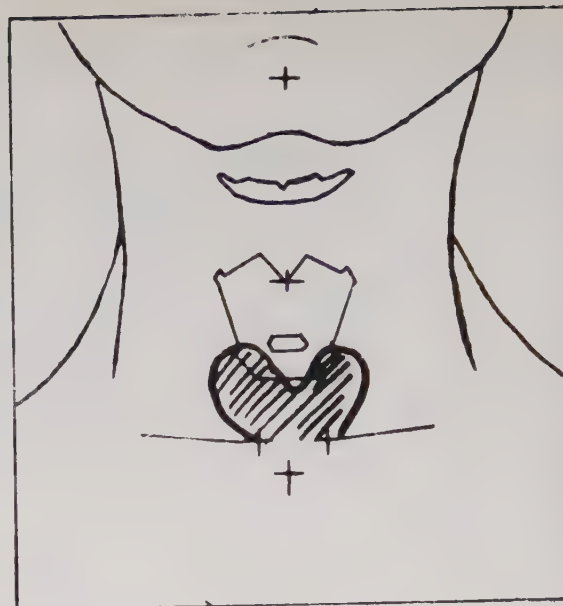
3° - Cartographie thyroïdienne :

a) - Cartographie pratiquée avec l'Iode 125 : hypertrophie globale de la thyroïde dont le pôle inférieur semble combler le creux sus-sternal. (A)

La densité faible de l'ensemble de la glande thyroïde semble en partie due aux constantes électroniques choisies.

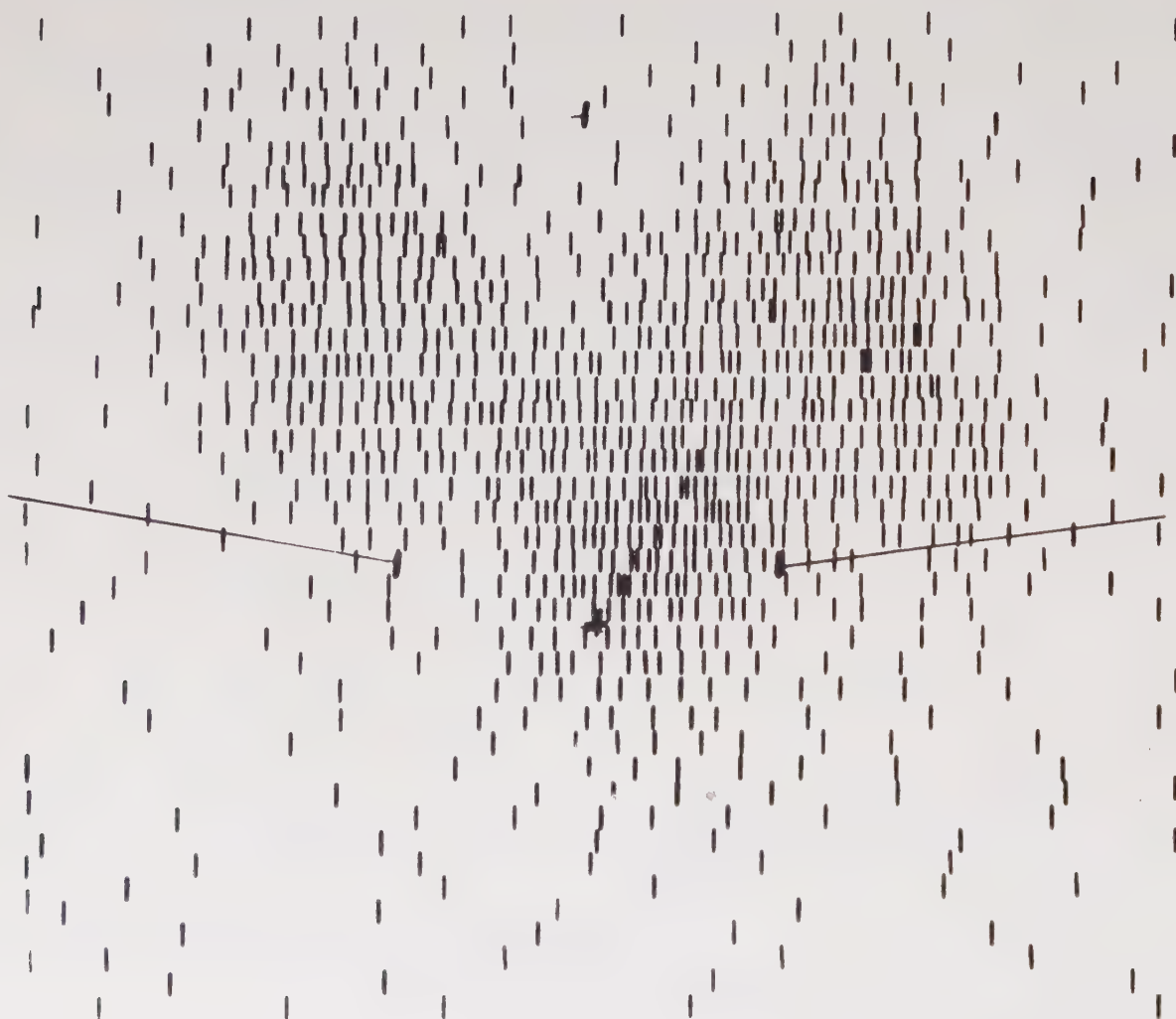
b) - Cartographie pratiquée avec l'Iode 131 : Mise en évidence par cet isotope d'un goître plongeant homogène, de gros volume. La portion rétroclaviculaire et rétrosternale de la base des lobes thyroïdiens est ici nettement mise en évidence (B).

SCINTIGRAPHIE THYROIDIENNE



Date : 11-5-55 Nom : M² Vag... Age : 65 ans
Dose : 57 µc **I¹²⁵** Fixation : 6 H. : 39 %
Gain : 15x2 Sensibilité : 0,5 Seuil : 15
Précompte : 10 Fenêtre : 12 Vitesse : 18

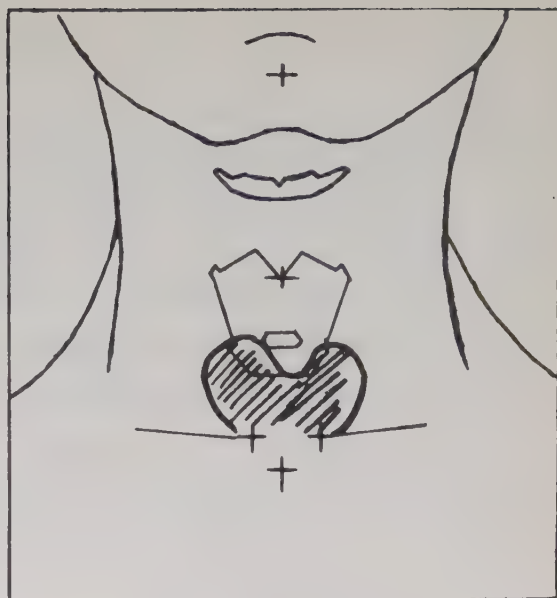
5' heure -



SCINTIGRAPHIE THYROIDIENNE

Date : 12-5-65 Nom : Varg... Age : 65 ans
Dose : 43 μ C I¹³¹ Fixation 6°H. : 44 %
Gain : 4x1,5 Sensibilité : 0,5 Seuil : 36
Précompte : 10 Fenêtre : 14 Vitesse : 30

6^e h



D - EN CONCLUSION -

L'Iode 125 semble présenter sur le plan cartographique un intérêt certain. Par la définition plus précise de l'image scintigraphique thyroïdienne obtenue on peut espérer :

1° - Obtenir une meilleure approximation des volumes thyroïdiens que l'on calcule à l'heure actuelle avec la formule :

$$1/3 S\sqrt{S} \quad \text{ou } S \text{ est la surface scintigraphique.}$$

Nous pensons tout particulièrement aux cas des hyperthyroïdies et des adénomes toxiques pour lesquels la dose thérapeutique éventuelle de l'Iode 131 est calculée en fonction de cette surface cartographique.

2° - Détecter à un stade plus précoce une hypofixation thyroïdienne correspondant à une lésion en surface.

3° - Vérifier sur la pièce opératoire l'exactitude des diagnostics isotopiques.

Néanmoins il nous faut souligner quelques exemples qui échappent à la théorie précédente :

1° - Dans les cas de goître plongeant, le sternum absorbe une grande partie du rayonnement émis par l'Iode 125. Comme nous l'avons vu précédemment, si la cartographie faite avec ce radioiode est toutefois lisible, elle perd de sa précision.

2° - Dans la recherche de métastases pulmonaires et osseuses d'un néoplasme thyroïdien l'épaisseur des tissus et les

obstacles osseux éventuels peuvent rendre les résultats incertains. Certains auteurs (7) pensent utiliser cette faiblesse énergétique afin de localiser en profondeur l'image de la métastase fixant l'Iode radioactif. Dans le cas de métastases pulmonaires, par exemple, ils font 3 cartographies : une antérieure, une postérieure, une latérale. Avec ces trois coordonnées ils précisent la place de la source radioactive en sachant qu'à plus de 9 cm une métastase radio-fixante n'est plus détectable avec leurs appareillages. Nos résultats sont conformes à ces données.

Ces conclusions doivent, à l'heure actuelle, être nuancées par l'utilisation de techniques nouvelles de visualisation d'organes ayant fixé un radio élément "chambres à étincelles, Spark chambers", dont les premiers résultats publiés récemment semblent montrer une amélioration du rendement cartographique à l'Iode 125 et un gain de temps très important (43)(68).



CHAPITRE V

EMPLOI DE L'IODE 125 LORS D'UN COMPLEMENT D'ETUDE DE LA FONCTION THYROIDIENNE

A - MESURE DE LA RADIOACTIVITE SANGUINE ET DES URINES.

a) l'appareillage

b) la mesure de la radioactivité sanguine

c) la mesure de la radioactivité des composés
iodés éliminés par les urines.

B - ETUDE AUTO-HISTO-RADIOGRAPHIQUE.

C - INTERET DE L'IODE 125 LORS D'UNE ETUDE DES COMPOSES IODES DU SERUM.

CHAPITRE V

EMPLOI DE L'IODE 125 LORS D'UN COMPLEMENT D'ETUDE DE LA FONCTION THYROIDIENNE

Après la mesure de la fixation thyroïdienne et l'étude scintigraphique du corps thyroïde par l'intermédiaire de l'Iode 125, il nous faut poursuivre notre comparaison en envisageant successivement les autres étapes d'un bilan thyroïdien plus complet étudié habituellement avec l'Iode 131.

A - MESURES DE LA RADIOACTIVITE SANGUINE ET DES URINES -

Lors d'un bilan iodé le secteur extra-thyroïdien est exploré par l'étude de la radioactivité du sérum et des urines. Pour notre part nous avons suivi la même méthode d'étude en nous servant du même appareillage.

1 - L'appareillage

L'instrumentation actuellement en service au Laboratoire est un :

TRACERLAB MULTIMATIC SAMPLE CHANGER

- Echelle SC71
- Cristal creux C. 20 D.

Une étude faite au préalable a permis de définir les conditions d'utilisation suivantes :

- a) pour l'Iode 125 : THT.....1000 volts
Gain..... 32 x 15
Seuil..... 21,7 volts
Fenêtre..... 12,5 volts

Dans ces conditions le mouvement propre de l'appareil est de 13 impulsions/minute.

b) pour l'Iode 131 : THT.....1000 volts
Gain..... 8 x 1
Seuil..... 46 volts
Fenêtre..... 12 volts

Sous ces conditions le mouvement propre de l'appareil est de 10 impulsions/minute.

2 - La mesure de la radioactivité des composés iodés du sérum -

A l'heure actuelle la mesure de la radioactivité sérique (R. A. S.) se fait sur un prélèvement de sang de 24 heures après l'ingestion du produit radioactif.

On mesure la radioactivité de 1ml de sérum mis dans un tube standard adapté à l'appareil. Cette activité est ramenée à sa valeur par litre de sérum au temps de l'ingestion (temps zéro). Une standardisation des mesures et une étude du rendement électronique de l'appareillage permet une connaissance précise de l'activité obtenue.

Lors de l'utilisation de l'Iode 131 les tubes standards étaient soit en verre, soit en plastique. Dans les deux hypothèses nous obtenions :

- pour 1 μ Ci contenu dans 1ml..... 406 000 imp/m
selon les conditions d'utilisation décrites ci-dessus

Dans le cas de l'utilisation de l'Iode 125 les résultats ont été les suivants :

- pour 1 μ Ci contenu dans 1ml :
avec flacon plastique 820 000 imp/m
avec flacon en verre..... 780 000 imp/m

Il s'avère donc que l'emploi de l'Iode 125 est possible pour de telles études.

Dans ce cas il est préférable de se servir de flacons en matière plastique pour recueillir le sérum à étudier. L'efficacité du cristal de la sonde employée dans cette étude est supérieure dans le cas de l'Iode 125 à celle de l'Iode 131.

Il est même préconisé de se servir de ce radioisotope nouveau dans le cas de mesures de radioactivité sérique à longue échéance. En effet la longue période d'une part et la multiplication par 2 de l'efficacité de comptage permettent de mettre en évidence une radioactivité nettement plus faible.

Si l'on considère que l'étude stricte de la mesure de la radioactivité sérique l'Iode 125 permet, pour un même nombre d'impulsion, d'administrer une dose moitié moindre au malade. En pratique, lors d'un bilan complet, on ne peut pas diminuer de la sorte cette dose car on reste tributaire des exigences propres aux autres examens.

3 - La mesure de la radioactivité des composés iodés éliminés par les urines -

Cette étude suit un principe identique au précédent et les mêmes conclusions peuvent être retenues en sachant qu'une variation, dans les limites de la normale, de la densité des urines ne perturbe pas les résultats.

B - ETUDE AUTO-HISTO-RADIOGRAPHIQUE -

Le principe de l'auto-histo-radiographie est fondé sur le fait que les radiations émises par un élément radioactif impressionnent l'émulsion photographique.

La coupe histologique du tissu à étudier, une fois fixée et colorée, doit être revêtue d'une émulsion photographique. Afin que cette couche sensible soit très fine et répartie d'une façon homogène, on utilise soit un film dentaire, soit un bain d'émulsion photographique. A l'abri de la lumière, suivant un protocole précis, sous des conditions de température et d'état hygroscopique pré-étudiés, la coupe histologique est trempée dans un bain d'émulsion photosensible et mise verticalement pendant l'opération de séchage. Il faut éviter la diffusion

des éléments marqués dans la gélatine et la réduction de l'émulsion par les différents composés acides ou réducteurs des colorants .

Le rayonnement émis par la coupe histologique impressionne l'émulsion photographique et on peut ainsi préciser la répartition topographique histologique de l'isotope utilisé .

Cette étude a montré l'hétérogénéité de la distribution du radioiode à l'échelon cellulaire . La précision de l'image dépend de la finesse du grain de l'émulsion, de l'épaisseur de la coupe (inférieure ou égale à 5 à 10 microns) et de l'espace séparant la coupe de l'émulsion . Le temps d'exposition est variable suivant l'isotope utilisé et la date à laquelle le patient a ingéré la solution radioactive (considéré comme temps zéro) . Des mesures de comptage radioactif et une étude anatomo-pathologique complètent généralement le compte rendu histo-radiographique .

De nombreuses autoradiographies ont été faites jusqu'à ce jour en utilisant l'Iode I31 . Elles ont toujours posé, entre autres, deux problèmes particuliers :

- Le premier réside dans le fait qu'il faut que le malade soit opéré relativement tôt après l'ingestion de la dose diagnostique d'Iode I31 .

Dans le cas contraire, une deuxième dose doit lui être donnée avant l'acte chirurgical .

- Le second est un problème d'énergie de rayonnement émis par l'isotope contenu dans la coupe histologique . L'Iode I31 possède une émission trop énergique et le résultat obtenu correspond souvent à celui d'une surexposition photographique dans la zone correspondante à la présence de l'isotope .

L'étude faite au moyen de l'Iode I25 a montré que ce radioélément résolvait ces deux ennuis . En effet :

- Sa période de 60 jours élimine la question temps .

Dans notre observation n° 2 la malade ayant reçu 59 μ Ci d'Iode I25 a été opérée 59 jours après l'ingestion de cette dose diagnostique . Malgré ce laps de temps écoulé, il nous a été possible de faire l'étude cartographique, anatomopathologique, et histo-radiographique de la pièce opératoire . L'importante marge de temps nous a permis de concilier, chose pas toujours facile : la clinique, la chirurgie, et l'anatomopathologie .

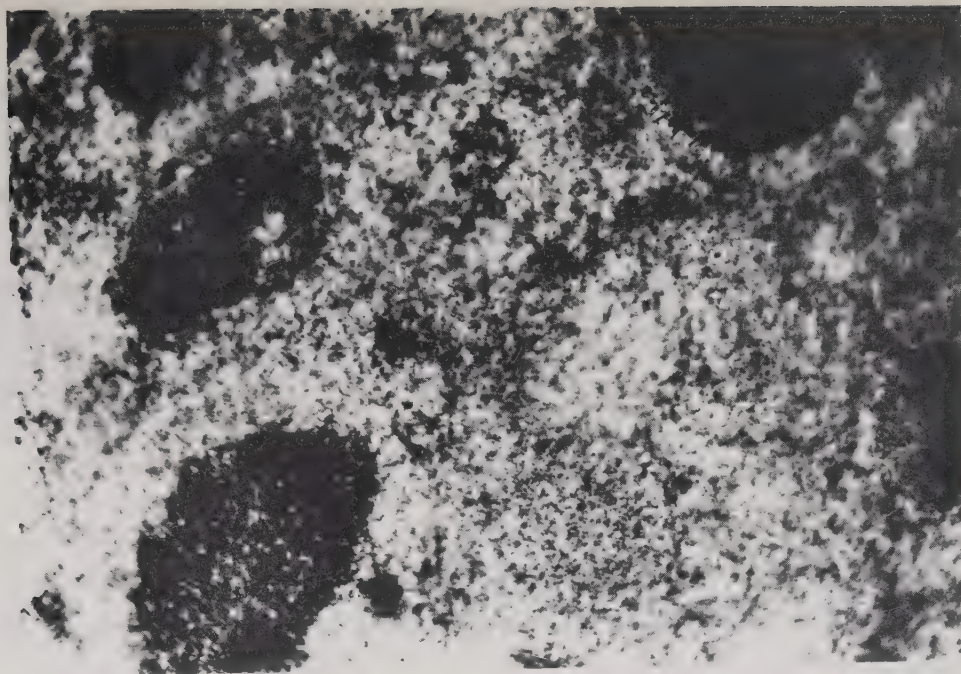
- Par ailleurs, comme nous l'avons montré dans la partie physique de cette thèse, le rayonnement émis par cet isotope est beaucoup moins pénétrant . Les électrons Auger et les électrons de conversion interne avec une énergie comprise entre 20 et 30 Kev ont une meilleure résolution que celle des électrons de l'Iode I31 dont l'énergie moyenne est de l'ordre de 200 Kev .

A titre d'exemple, nous montrons l'auto-histo-radiographie d'un adénome toxique - (photographie N° 2) .

Ce bref aperçu montre que l'Iode I25 voit en l'Histo-auto-radiographie une de ces principales indications . L'intérêt de ce radioiode a d'ailleurs été souligné par de nombreux travaux consacrés à cette technique .

Notamment :

Le Dr. PETROVIC a montré lors du 15^{ème}. Congrès de l'Association pour la Culture des Tissus (Baltimore Mai 1964)



PHOTOGRAPHIE N° 2 .

(Clichés du Laboratoire de Physique Biologique
pratiqués avec l'extrême obligeance de MM. L. PEYRIN
et M. J. VERNEY) .

Auto-Histo-Radiographie d'un Adémone
Toxique pratiquée à l'aide de l'Iode I25 .

Il s'agissait de Mme. THI ..., 38 ans,
présentant quelques signes minimes de toxicité,
ayant reçu 100 microcuries d'Iode I25 le 15/3/66
et ayant été opérée le 17/3/66 .

La masse de cet adémone était de 6 grammes .
Le compte-rendu d'anatomo-pathologie décrivait la
présence de vésicules de volume moyen entourées par
un stroma oedémateux .

Cliché tiré d'une diapositive couleur
(Coloration G.H.E.S. - Grossissement 250 - Emulsion
HILLFORD G5) .

au moyen de l'Iode I25 la formation de gouttes de colloïde au sein du cytoplasme des cellules de la thyroïde de l'embryon de poulet de I4 jours . Cet auteur incube des cellules thyroïdiennes pendant quelques heures, dans un milieu comprenant de l'Iode I25 mais strictement exempt d'hormone . Ensuite, il transplante la culture dans un milieu dépourvu d'Iode et ajoute au bout d'un certain temps un fragment d'antéhypophyse .

L'histo-radiographie à l'Iode I25, montrée à cette occasion, met en évidence une plus grande concentration hormonale dans les vésicules proches du fragment hypophysaire .

Par ailleurs, certains auteurs ont utilisé simultanément les isotopes I25 et I31 de l'Iode . Ainsi MILLER et KAWAS (48) ont étudié des goitres nodulaires avec cette association en employant la superposition de deux films d'émulsion différente afin de séparer l'action de ces rayonnements d'énergies différentes .

C - INTERET DE L'IODE I25 LORS D'UNE ETUDE DES COMPOSES IODES DU SERUM

Dans ce domaine, l'avantage de l'Iode I25 réside toujours dans le fait que c'est un isotope à longue période et qu'il est possible d'avoir des compteurs de haut rendement électronique vis à vis de ce radioiode .

En effet :

I°/ - Intérêt de la longue période :

Une étude des différents constituants du sérum (chromatographie) demande, en temps ordinaires, 10 à 15 jours .

On voit immédiatement l'utilisation préférentielle de l'Iode I25 . Tous les problèmes journaliers posés par une absence, un week-end prolongé, une panne éventuelle sont dès lors plus facilement résolus .

2°/ - Efficacité de comptage

Les échantillons étudiés ont une radioactivité réduite . Avec notre installation, l'efficacité avec l'Iode I25 est environ le double de celle obtenue avec l'Iode I31 . Un appareillage adapté particulièrement à ce radioiode pourrait éventuellement mieux faire . L'activité minimum décelable s'en trouverait réduite d'autant .

Une perte de radioactivité moins rapide, une efficacité de comptage supérieure permettent aisément stockage, dissolutions, filtrations ... opérations habituelles en ce domaine .

Notons toutefois que cette longue demi-vie est un ennui certain lors de contaminations ; à ce sujet, l'Iode I25 demande évidemment de plus grandes précautions au cours des différentes manipulations .

CHAPITRE VI

ETUDE DOSIMETRIQUE DE L'IODE I25

- RAPPEL DE FORMULES DOSIMETRIQUES DE BASE
- ADAPTATION DE CES FORMULES A L'ETUDE DOSIMETRIQUE DES RADIO-ISOTOPES AU NIVEAU DU CORPS THYROIDE ET DE L'ORGANISME
- CALCUL DES DONNEES PHYSIQUES PERMETTANT UNE ETUDE DOSIMETRIQUE LORS DE L'UTILISATION DE CE NOUVEL ISOTOPE

- I/ Calcul de l'énergie moyenne du rayonnement Beta
- II/ Calcul de la constante spécifique de dose Gamma

- ETUDE DOSIMETRIQUE PROPREMENT DITE

Dose Beta et Gamma, respectivement au niveau du corps thyroïde et de l'organisme dans le cas d'une Euthyroïdie, d'une hyperthyroïdie, d'une hypothyroïdie .

- PROTECTION DU PERSONNEL MEDICAL ET PARAMEDICAL
- CONCLUSIONS

CHAPITRE VI

ETUDE DOSIMETRIQUE DE L'IODE I25

Dans l'état actuel de nos connaissances on ne saurait trop insister sur l'importance de l'étude dosimétrique d'un isotope radioactif . Le bio-physicien qui a la responsabilité de l'administration d'une dose thérapeutique de radioiode, par exemple, se pose chaque jour le problème de l'ingestion d'un corps radioactif et d'une grossesse éventuelle .

Alors que nous pouvons dire que l'étude dosimétrique de l'Iode I31 est de nos jours bien codifiée (aux erreurs d'approximation près), celle de l'Iode I25 pose des problèmes beaucoup plus complexes .

Avant d'entreprendre une telle étude, nous ferons un bref rappel de dosimétrie classique que nous adapterons par la suite aux deux isotopes étudiés .

RAPPEL DES FORMULES DOSIMETRIQUES DE BASE

Nous allons envisager l'étude dosimétrique d'un corps radioactif émettant un rayonnement mixte : BETA, GAMMA .

I°/ - Dosimétrie BETA -

Considérons un compartiment unique contenant un milieu radioactif de concentration homogène . Dans le cas où les dimensions de ce milieu sont nettement supérieures au parcours maximum des BETA du corps étudié (milieu d'épaisseur infini) la formule de MARINELLI nous donne la dose totale absorbée par l'organisme dans lequel se désintègre un émetteur β . En admettant que le radio-élément se désintègre complètement dans ce milieu, cette formule est de la forme :

$$D_{\beta} = 74000 \times \bar{E}_{\beta} \times T_r \times C_o \quad (a)$$

avec :

D_{β} = Dose absorbée, en rads après désintégrations totales .

$\bar{E}_{\beta}$ = Energie moyenne du rayonnement BETA en million d'électrons-volts (Mev), cette énergie est caractéristique du radio-élément utilisé .

T_r = Période radioactive en jours de l'isotope considéré .

C_o = Concentration massique initiale uniforme du radio-élément dans le milieu en millicurie (mCi) par gramme .

2°/ - Dosimétrie GAMMA -

Si le corps étudié émet de plus un rayonnement γ . Cette émission de photons augmente la dose absorbée par le milieu . Une formule analogue à celle de MARINELLI peut être employée :

$$D_{\gamma} = 34,6 \times I_{\gamma} \times g \times T_{rx} \times C_o \times \rho \quad (b)$$

avec :

D_{γ} = Dose en roentgens (R) après désintégration totale.

I_{γ} = Constante spécifique de dose en roentgens par heure à un centimètre d'une source ponctuelle de 1 millicurie .

C_o = Concentration volumique initiale de la source radioactive en millicurie par centimètre cube = C_o/ρ

g = Facteur dépendant de la forme géométrique de la source et de la position par rapport à cette source . Cette valeur est donnée par des tables de constantes .

T_r = Période radioactive en jours de l'isotope étudié .

ρ = Masse volumique du milieu en g/cm³ . Nous la considérons comme égal à un pour les tissus étudiés .

En admettant que le roentgen (R) soit assimilé au rad dans les conditions de cette étude médicale, on peut écrire :

$$\text{Dose totale} = D_{\beta} + D_{\gamma} = D_t$$

soit en associant les formules (a) et (b) nous obtenons :

$$D_t = C_o \times T_r \left(74000 \bar{E}_{\beta} + 34,6 \times \rho \times I_{\gamma} \times g \right) \quad (c)$$

Avec les mêmes définitions que précédemment .

ADAPTATION DE CES FORMULES A L'ETUDE DOSIMETRIQUE
DES RADIO-ISOTOPES AU NIVEAU DU CORPS THYROÏDE ET DE L'ORGA-
NISME -

Nous venons d'envisager une étude dosimétrique utilisant des formules générales applicables à un milieu clos et de concentration fixe .

Nous allons considérer maintenant l'exemple de l'Iode I25 et de l'Iode I31 . Ces deux radioisotopes sont utilisés au cours de bilans thyroïdiens . L'étude physiologique de l'Iode minéral et de l'Iode organique nous montre l'existence de diverses transformations de ces corps dans l'organisme (cycle hormonal....), et de leurs passages dans différents " compartiments "

Nous devons donc adapter ces formules générales aux différents cas étudiés .

I - Dosimétrie Béta au niveau du Corps Thyroïde

Le parcours maximum des Béta de l'Iode I31 étant de l'ordre de 3 mm. le corps thyroïde peut-être considéré comme un milieu d'épaisseur infini . Nous pouvons donc reprendre la formule (a) et envisager les termes rectificatifs à y apporter :

a) - La période : Dans l'exemple thyroïdien un facteur métabolique (cycle hormonal) vient se surajouter à la décroissance physique . Il faut donc substituer une période effective (T_{eff}) à la période physique T_r .

L'étude, dans le temps, des courbes de fixation des malades nous a permis d'adapter cette théorie et on peut écrire :

$$\frac{I}{T_{\text{eff}}} = \frac{I}{T_b} + \frac{I}{T_r}$$

Avec :

T_r = Période radioactive en jours

T_b = Période biologique en jours obtenue par l'étude de la courbe de fixation thyroïdienne .

T_{eff} = Période effective en jours .

- b) - La concentration massique : Nous nous proposons de faire une étude d'irradiation globale du corps thyroïde ; on ne peut donc pas tenir compte, sur un laps de temps assez important, des différentes étapes d'activité des vésicules thyroïdiennes . Ainsi, nous considérerons la thyroïde comme un milieu de concentration homogène .

Il nous faudra néanmoins chiffrer cette concentration massique . Pour cela, nous aurons à nouveau recours à l'étude des courbes de fixation radioactive thyroïdienne, qui nous permettra d'obtenir le chiffre correspondant à la fixation extrapolée (extrapolation au temps zéro de la partie rectiligne de la courbe de fixation, faite sur papier semi-logarithmique) .

On peut écrire :

$$C_o = \frac{A \times F_{\text{ext}}}{m}$$

C_o = concentration extrapolée en mCi/g

A = dose ingérée en mCi

F_{ext} = fixation extrapolée en pour-cent de la dose ingérée.

m = masse du corps thyroïde en grammes.

dès lors on peut transformer la formule (a) en :

$$D_{\beta} = 74000 \times \bar{E}_{\beta} \times T_{eff} \times \frac{A \times F_{ext}}{m} (d)$$

avec les unités envisagées ci-dessus et des valeurs propres à chaque exemple clinique.

II - Dosimétrie Béta au niveau de l'organisme entier

De par le fait du cycle métabolique, une partie de l'Iode radioactif est extra-thyroïdien. En négligeant l'élimination urinaire et en considérant la période de l'Iode au niveau de l'organisme identique à celle de cet isotope au niveau du corps thyroïde.

Nous avons :

$$D_{\beta} = 74000 \times \bar{E}_{\beta} \times T_{eff} \times C_{org} (e)$$

avec les mêmes unités et :

$$C_{org} = \frac{A - (I - F_{ext})}{P}$$

avec

C_{org} = concentration organique en mCi/g

A = dose ingérée en mCi

$I - F_{ext}$ = pourcentage non fixé au niveau du corps thyroïde

P = masse du corps entier en grammes.

III - Dosimétrie Gamma au niveau du Corps Thyroïde

Dans ce cas il nous faudra adapter la formule (b) :

- a) - Calcul de g : En considérant les deux lobes thyroïdiens, comme deux sphères de 1,5cm de rayon (r) dans le cas d'une euthyroïde, nous avons :

$$g = 3 \pi r$$

$$\text{soit } g = 3 \times 3,14 \times 1,5 = 14,13$$

$$\text{et } V = \frac{4}{3} \pi r^3 = 14,13$$

Ce qui nous permet, en doublant ce résultat de simuler un corps thyroïde dont la masse des deux lobes est d'environ de 30g. (Chiffres couramment obtenus dans un exemple clinique d'euthyroïdie).

- b) - Calcul de la période effective et de la concentration massique -

Le raisonnement peut être suivi de la même façon qu'en dosimétrie Béta.

Nous pouvons donc écrire :

$$D_{\gamma} = 34,6 \times I_{\gamma} \times g \times T_{\text{eff}} \times \frac{A \times F_{\text{ext}}}{m} \quad (f)$$

avec les mêmes unités.

IV - Dosimétrie Gamma au niveau de l'organisme entier -

En calquant notre étude sur celle de la dosimétrie Béta nous obtenons :

$$D_{\gamma} = 34,6 \times I_{\gamma} \times \bar{g} \times T_{\text{eff}} \times \frac{A \times (1 - F_{\text{ext}})}{P} \quad (g)$$

en conservant les mêmes unités.

En sachant que des tables de constantes nous donnent :

$\bar{g}$ = égal ici à 126 pour un homme de 1,70m de hauteur et pesant 70kg, soit 7×10^4 g.

CALCUL DES DONNEES PHYSIQUES PERMETTANT UNE
ETUDE DOSIMETRIQUE LORS DE L'UTILISATION DE L'IODE

125

Ce résumé des notions de dosimétrie générale nous aura permis de définir sur quelles données nous avons fondé notre étude.

Ce calcul, dans le cas d'une utilisation de l'Iode 125, nécessite, entre autre, la connaissance de deux autres paramètres : l'énergie moyenne ($\bar{E}_\beta$) et la constante spécifique de dose gamma : I_γ

I - Calcul de l'énergie moyenne du rayonnement Béta -

Comme nous l'avons mentionné en étudiant la partie physique de ce travail, l'Iode 125 se caractérise par l'absence de rayonnement Béta au sens strict du terme. Cependant, au cours de sa désintégration, il existe une émission d'électrons Auger et de conversion interne en parallèle à celle des photons X et γ . Cette émission électronique d'une part, et l'existence de photons de très faible énergie d'autre part, impliquent le fait que dans une étude dosimétrique un certain quantum d'énergie soit considéré comme "équivalent à l'énergie portée par un rayonnement Béta". Ce sont les "Béta like radiations" des auteurs anglo-saxons.

Le problème essentiel revient à chercher quel est ce quantum d'énergie. Pour cela nous allons calculer l'énergie totale utilisable dans une désintégration capable d'ionisation. Il nous faudra donc éliminer les

énergies emportées sous forme de neutrinos, celle du recul du noyau..... etc, qui n'ont pas ce pouvoir ionisant. Nous en retrancherons ensuite l'énergie assimilable à un rayonnement Gamma ou considéré comme tel : "Gamma like".

La différence nous donnera le quantum d'énergie moyen par désintégration considéré comme énergie transportée par un rayonnement Béta ou absorbée trop près de son point d'origine pour être considérée comme énergie véhiculée par un rayonnement Gamma. Ainsi la somme des énergies des photons X mous, des électrons Auger et des électrons de conversion interne, se retrouvera dans la différence entre "Energie totale utile et Energie Gamma like émise".

A - Calcul de l'énergie totale à pouvoir ionisant lors d'une désintégration -

Reprenons le schéma de désintégration page I7 .
L'Iode 125 se désintègre uniquement par le phénomène Capture Electronique et une émission Gamma s'en suit au cours d'une transition isomérique.
Pour 100 désintégrations, nous avons 100 captures électroniques et 100 transitions isomériques.

Mais :

1) sur 100 captures :

— 80 se font au dépend d'un électron K dont
l'énergie de liaison est de 31,815 Kev.

Soit au total :

$$31,815 \times 80 = 2545 \text{ Kev}$$

Cette énergie est reconvertie dans l'atome en différents rayonnements X et électron Auger. Chacun d'entre eux ont une énergie et un pourcentage variable mais au total quel que soit les réarrangements, seuls 2545 Kev sont dissipés et proviennent de 80 captures

K sur 100 désintégrations.

Le même raisonnement peut être suivi au niveau de la couche L. Dans ce cas, l'énergie de liaison de l'électron est égale au maximum à 4,938 Kev.

Soit au total :

$$4,938 \times 20 = 98,7 \text{ Kev}$$

2) A chaque désintégration un atome de Tellure 125 d'énergie 35,4 Kev est formé et en 10^{-9} sec, il passe à l'état stable par transition isomérique,

Soit pour 100 désintégrations :

$$35,4 \times 100 = 3540 \text{ Kev}$$

Ainsi en ramenant à 1 désintégration :

$$\frac{2545 + 98,7 + 3540}{100} = 61,837 \text{ Kev}$$

Nous pouvons donc écrire qu'à chaque désintégration 61,84 Kev sont disponibles sous forme d'énergie ayant un pouvoir d'ionisation.

B - Calcul de l'énergie émise par désintégration et considérée comme emportée par des photons Gamma.

Cette énergie γ totale comprend deux composantes. La première correspond à l'émission d'un rayonnement Gamma effectivement émis ; la seconde est fonction de l'énergie du rayonnement X considéré.

1) calcul de l'énergie transportée par un rayonnement Gamma effectivement émis :

Pour chaque désintégration, lors de la transition isomérique, un photon γ de 35,4 Kev est émis mais sur

100 d'entre eux, 7 seulement sortent intacts de l'atome .
L'énergie correspondant à la différence sert à éjecter
des électrons de conversion interne des couches K, L, M .

Ainsi l'énergie sortant de l'atome transportée
par ce rayonnement Gamma est égale, à chaque désintégration, à

$$\frac{35,4 \times 7}{100} = 2,478 \text{ soit } \underline{2,5 \text{ Kev}}$$

La différence d'énergie :

$$35,4 - 2,5 = 32,9 \text{ Kev}$$

sert à la conversion électronique interne . Mais lors de
la conversion K une raie X. K_{α} est émise avec une énergie
suffisante (27,4 Kev) pour être considérée comme un rayonnement
Gamma . Explicitons ce phénomène .

- 2) - Calcul de l'énergie transportée par un rayonnement
X et considérée dosimétriquement comme Gamma .

Dans "Radiation Dosimétry", HINE et BROWNWELL
(39) nous indiquent que les photons de très faible énergie
doivent être considérés en dosimétrie comme un rayonnement
Béta s'ils sont absorbés dans les tissus à des taux et sur
des distances comparables à ceux des Béta . Ces auteurs
définissent de plus une sphère remplie d'eau, de rayon Rem,
dans laquelle 95 % de l'énergie de rayonnement émis par
une source ponctuelle radioactive est absorbée . La source
se trouvant au centre de la sphère .

Un calcul intégral simple leur permet de définir pour une énergie de rayonnement donnée (10 à 30 Kev) le rayon de cette sphère :

$$\text{Rem} = \left(\frac{E}{5,54} \right)^{3,24}$$

l'énergie E étant en Kev ; le rayon Rem en mm d'eau .

A chaque valeur de E correspond un rayon Rem . Par convention les auteurs considèrent les rayonnements correspondant à un Rem à 10 mm d'eau comme étant un rayonnement Gamma . Dans le cas où ce rayon de la sphère absorbant 95 % des photons est inférieur à 10 mm, on considère le rayonnement émis comme des radiations Béta . Il est à remarquer que pour les rayonnements Béta de l'Yttrium (E = 2,27 Mev) le parcours maximum des électrons est de 11 mm . Cette limite arbitraire de 10 mm paraît donc raisonnable, elle correspond dans la formule précédente à un rayonnement X d'énergie :

$$E = 11,3 \text{ Kev}$$

En reprenant le schéma de désintégration de l'Iode I25, on s'aperçoit que seules les raies X de fluorescence K_{α} dépassent cette énergie .

Il nous faut donc calculer quelle est la portion d'énergie emportée par ce rayonnement X . On la considérera, dosimétriquement parlant, comme énergie emportée par des photons Gamma . Tout le reste sera englobé sous forme d'énergie Béta .

Il nous faut cependant préciser qu'il existe une raie X K_{β} de 31 Kev mais sa proportion est faible . Certains auteurs l'utilisent et trouvent ainsi un résultat très légèrement supérieur à ceux que nous obtenons . Pour notre part, nous avons fait tous nos calculs sur les données de

la publication de MYERS (49), article qui est considéré par tous comme exposé de base sur l'Iode I25 . De toute façon, cette énergie n'étant pas, dans notre calcul, comprise comme énergie Gamma elle rentre par différence sous forme Béta et ainsi nous ne pêchons que par excès .

Etudions tout d'abord :

a) - Les raies X K_{α} provenant de la capture électronique .

La première étape du schéma de désintégration de l'Iode I25 est uniquement une capture électronique . Elle se fait dans 80 % des cas (0,8) au dépend de la couche K . Cette capture a deux conséquences : le rayonnement X de fluorescence et l'effet Auger . Ce rayonnement X est sous la forme d'une raie X K_{α} dont l'énergie est de 27,4 Kev . Il existe un état compétitif entre le phénomène fluorescence et l'effet Auger . On appelle

le rendement de fluorescence de niveau K ("radiative yield" des auteurs anglo-saxons) soit la probabilité du remplissage de la case vide de la couche K par un électron L . Dans l'exemple étudié il est de 0,855 .

On peut donc écrire :

Lors de 100 désintégrations, il y a 80 captures K qui ont chacune, une probabilité, un rendement de fluorescence $\omega_K = 0,855$. Le photon X est d'une énergie de 27,4 Kev à chaque fois qu'il est émis . L'énergie emportée par ces raies X au cours de 100 désintégrations est donc de :

$$80 \times 0,855 \times 27,4 = 1870 \text{ Kev}$$

soit pour 1 désintégration 18,70 Kev .

- b) - Les raies $X K_{\alpha}$ provenant des conséquences de la conversion interne K.

Lors de la conversion interne K., un électron K est éjecté de son niveau orbitaire . Pour l'atome c'est à nouveau une ionisation comme dans la capture K . Nous sommes ramenés aux considérations précédentes .

Sur 100 désintégrations il y a 100 transitions isomériques et sur 100 transitions isomériques, 80 sont suivies de conversion K avec à nouveau un rendement de fluorescence de 0,855 et une raie X de 27,4 Kev lorsqu'elle est émise .

Soit :

$$80 \times 0,855 \times 27,4 = 1870 \text{ Kev}$$

et par désintégration 18,7 Kev

C - En conclusion

Pour chaque désintégration nous pouvons répartir les énergies suivantes :

- 61,8 Kev sont disponibles du fait des rayonnements émis et des divers réarrangements de l'atome .
- 39,9 Kev de cette énergie sont emportés par des photons considérés comme un rayonnement Gamma . Ils représentent la somme de 2,5 + 18,7 + 18,7 Kev des résultats obtenus précédemment . Insistons sur le fait que ce dernier rayonnement est composé d'une raie γ de 35,4 Kev et d'une raie de $X K_{\alpha}$ de 27,4 Kev .
- 21,9 Kev, soit la différence, sont dissipés très près de leur point de départ (à moins de 10 mm) et sont envisagés comme une énergie moyenne par désintégration capable du même pouvoir ionisant que celle d'un rayonnement Béta .

Dans l'étude dosimétrique qui va suivre nous utiliserons donc 22 Kev (peu différent de 21,9 Kev) comme énergie Béta moyenne : $[E_{\beta}]$

II - Calcul de la constante spécifique de dose Gamma .

Le I_{γ} de l'iode I25 peut être calculé de la façon suivante compte tenu de la dualité des raies émises considérées comme Gamma et de leur fréquence relative .

Les tables de constantes nous montrent que le I_{γ} d'une rayonnement de 35,4 Kev est :

0,6 R/mCi/h à 1 cm.

Celui des photons de 27,4 Kev est égal à :

1,03 R/mCi/h à 1 cm .

Le calcul se fait donc de la façon suivante :

$$\begin{aligned}
 I_{\gamma} \text{ moyen} &= 0,6 \times 0,07 \dots\dots\dots = 0,042 \text{ (7 \% émis)} \\
 &+ 1,03 \times 0,68 \dots\dots\dots = 0,700 \text{ (R X C, E)} \\
 &+ 1,03 \times 0,68 \dots\dots\dots = 00,700 \text{ (Conv. Int)} \\
 &\qquad\qquad\qquad \underline{\hspace{1cm}} \\
 &\qquad\qquad\qquad 1,442
 \end{aligned}$$

$$I_{\gamma} \text{ (Iode I25)} = 1,44$$

Pour terminer, résumons les constantes radioactives des deux isotopes que nous allons étudier dans les calculs dosimétriques ultérieurs .

Isotope	$\bar{E}_{\beta}$	$[E_{\beta}]$	I_{γ}
Iode I25	-	0,022 Mev	1,44
Iode I31	0,195 Mev	-	2,18

ETUDE DOSIMETRIQUE PROPREMENT DITE

Cette étude sera une comparaison et même un rapport entre les résultats dosimétriques au cours de deux tests diagnostiques, l'un en utilisant l'Iode I25, l'autre en se servant de l'Iode I31 .

Nous allons employer les données classiques telles que nous les avons définies précédemment . Nous envisagerons tout d'abord l'étude dosimétrique Béta, ensuite celle concernant le rayonnement Gamma . Au cours de ces différentes parties nous ferons successivement le calcul au niveau du corps thyroïde et de l'organisme en tenant compte à chaque exemple d'un cas clinique précis : Hyperthyroïdie, Hypothyroïdie, Euthyroïdie .

DOSIMETRIE BETA

I - AU NIVEAU DU CORPS THYROÏDE .

A - Chez un sujet Euthyroïdien :

Pour cela nous admettrons que ce patient présente un corps thyroïde de 30 grammes (m), une fixation extrapolée de 40 % (F_{ext}) ; une période biologique de 24 jours (T_b) et à qui on a fait ingérer une solution contenant 50 μ Ci (A) .

- En utilisant 24 j. comme période biologique, nous obtenons par le calcul les deux périodes effectives suivantes (T_{eff}) :

$$T_{eff} = \frac{T_b \times T_r}{T_b + T_r}$$

Soit en I25 : $T_{eff} \text{ I25} = 17,1$ jours
 en I31 : $T_{eff} \text{ I31} = 6$ jours

Au niveau du corps thyroïde l'étude dosimétrique se fait au moyen de la formule (d) :

$$D_{\beta} = 74000 \times \bar{E}_{\beta} \times T_{\text{eff}} \times \frac{A \times F_{\text{ext}}}{m}$$

En remplaçant chaque terme par leur valeur respective, nous obtenons les deux égalités suivantes :

$$D_{\beta} \text{ I25} = 74000 \times [E_{\beta}]_{\text{I25}} \times T_{\text{eff I25}} \times \frac{A \times F_{\text{ext}}}{m} \quad (1)$$

$$D_{\beta} \text{ I3I} = 74000 \times \bar{E}_{\beta} \text{ I3I} \times T_{\text{eff I3I}} \times \frac{A \times F_{\text{ext}}}{m} \quad (2)$$

Ainsi pour un même exemple clinique le rapport des égalités (1) et (2) nous permet une simplification .

Nous obtenons :

$$R_{\beta} \frac{\text{I25}}{\text{I3I}} = \frac{D \text{ I25}}{D \text{ I3I}} = \frac{E_{\beta} \text{ I25}}{E_{\beta} \text{ I3I}} \times \frac{T_{\text{eff I25}}}{T_{\text{eff I3I}}} \quad (3)$$

$$\text{soit } \frac{22}{195} \times \frac{17,1}{6} = 0,32 \quad \boxed{32 \%}$$

Le calcul dosimétrique lors de l'utilisation de l'iode I3I, nous donne :

$$D_{\beta} \text{ I3I} = 74 \times 0,195 \times 6 \times \frac{50 \times 40}{100 \times 30}$$

$$\text{soit } \dots\dots\dots \boxed{57,6 \text{ rads}}$$

en simplifiant par 10^{-3} puisque les doses ingérées sont en μCi .

Ainsi :

$$D_{\beta} \text{ I25} = 57,6 \times 0,32 = \boxed{18,43 \text{ rads}}$$

B - Chez un sujet Hyperthyroïdien :

Comme dans l'exemple précédent et dans tous les cas cliniques que nous envisagerons par la suite, nous allons employer le même schéma de calcul.

a) - Nous prendrons tout d'abord le cas d'une hyperthyroïdie sans goitre.

Dans cet exemple nous admettrons que le sujet possède un corps thyroïde de 30 grammes, une fixation extrapolée de 50 %, une période biologique de 8 jours et ayant absorbé 50 μ Ci de radioiode.

- En utilisant une période biologique de 8 jours, la période effective devient respectivement :

Pour l'Iode 125 : 7 jours

Pour l'Iode 131 : 4 jours

- Le rapport dosimétrique est dans ce cas égal à :

$$R_{\beta} \frac{125}{131} = \frac{E_{\beta} 125}{E_{\beta} 131} \times \frac{T_{\text{eff}} 125}{T_{\text{eff}} 131} = \frac{22}{195} \times \frac{7}{4}$$

soit..... = 0,197

20 %

- Le calcul dosimétrique en 131 nous donne :

$$D_{\beta} 131 = 74 \times 0,195 \times 4 \times \frac{50 \times 50}{100 \times 30} = 48 \text{ rads}$$

soit en 125

$$D_{\beta} 125 = 48 \times 0,197, = 9,45 \text{ rads}$$

b) - Nous étudierons ensuite l'exemple d'une hyperthyroïdie accompagnée d'une augmentation du volume thyroïdien. Pour cela nous envisagerons l'existence d'un goitre de 60 grammes chez un sujet présentant les mêmes données que dans l'exemple précédent :

$$(F_{\text{ext}} = 50 \%, T_b = 8 \text{ J.}, A = 50 \mu\text{Ci})$$

Nous voyons que la période biologique n'a pas varié, la période effective sera donc à nouveau la même pour chacun des iodes radioactifs.

De plus la masse du corps thyroïde se trouvant au dénominateur dans la formule générale, le résultat dosimétrique escompté doit être diminué de moitié dans notre exemple :

C'est ce que nous retrouvons par le calcul suivant :

$$D_{\beta 131} = 74 \times 0,195 \times 4 \times \frac{50 \times 50}{100 \times 60} = \underline{24 \text{ rads}}$$

De même en 125 :

$$24 \times 0,197 = \underline{4,73 \text{ rads}}$$

C - Chez un sujet Hypothyroïdien -

Qui présente un corps thyroïde de 30 grammes, une fixation extrapolée de 10 %, une période biologique de 32 jours et ayant à nouveau absorbé 50 μ Ci du produit radioactif :

- Le fait de prendre une période biologique de 32 jours cela implique une période effective de :

Pour l'Iode 125 : 20,8 jours

Pour l'Iode 131 : 6,4 jours

- Le rapport dosimétrique pour ce sujet hypothyroïdien est alors égal à :

$$R_{\beta} \frac{125}{131} = \frac{22}{195} \times \frac{20,8}{6,4} = 0,36 \text{ soit } \boxed{36 \%}$$

- Le calcul de dose en 131 nous donne :

$$D_{\beta 131} = 74 \times 0,195 \times 6,4 \times \frac{50 \times 10}{100 \times 30} = \boxed{15,39 \text{ rads}}$$

et en 125 :

$$15,39 \times 0,36 = \boxed{5,54 \text{ rads}}$$

D - Remarques sur l'Importance de la valeur de la
Période Biologique dans un calcul de dose
au corps thyroïde -

Il est à remarquer que les valeurs respectives des énergies Béta étant admises, le RAPPORT DOSIMETRIQUE $R_{\beta} \frac{125}{131}$ est alors uniquement fonction du rapport des périodes effectives. Ces périodes effectives sont pour leur part uniquement tributaire de la variation de la période biologique, (pour deux corps radioactifs donnés).

En effet nous pouvons écrire :

$$T_{\text{eff}} = \frac{T_b \times T_r}{T_b + T_r} = f(T_b) \quad (a)$$

pour un radioiode donné.

Parmi les différents articles que nous avons consultés, nous nous sommes aperçus des divergeances d'opinion en ce qui concerne la valeur donnée à la période biologique T_b chez l'euthyroïdien. Suivant les auteurs, les chiffres de 24 jours (7,73) ; 50 jours (25) ; 138 jours et même au delà de 500 jours (73) sont avancés. Pour notre part, les études faites à ce sujet au service des isotopes, nous ont permis de prendre 8 jours comme période biologique chez un hyperthyroïdien et 24 jours chez le sujet euthyroïdien.

Toutefois, nous avons essayé d'étudier pour deux patients identiques donc ayant la même fixation extrapolée, même masse thyroïdienne et même dose ingérée quelle est la modification du rapport des doses Béta 125 sur celles de l'Iode 131, si on fait varier la période biologique de 0 à l'infini.

On peut écrire, en admettant les conditions ci-dessus, que le rapport de dose est :

$$R_{\beta} \frac{125}{131} = \frac{E_{\beta} 125}{E_{\beta} 131} \times \frac{T_{\text{eff}} 125}{T_{\text{eff}} 131} \quad (b)$$

Soit en développant les termes du rapport (b)

$$R_{\beta} \frac{125}{131} = \frac{E_{\beta} 125}{E_{\beta} 131} \times \left[\frac{T_b \times T_r}{T_b + T_r} \right]_{125} \times \left[\frac{T_b + T_r}{T_b \times T_r} \right]_{131} \quad (c)$$

dans lequel :

$$- E_{\beta} 125 = 0,022 \text{ Mev}$$

$$- E_{\beta} 131 = 0,195 \text{ Mev}$$

$$- \frac{E_{\beta} 125}{E_{\beta} 131} = 0,112$$

Et en appelant $T_b = x$ que l'on fera varier de 0 à l'infini, $T_r 125 = a$ (constante égale à 60 jours), $T_r 131 = b$ (constante égale à 8 jours) on peut alors écrire l'égalité (c) sous la forme :

$$\begin{aligned} R_{\beta} \frac{125}{131} &= K \times \frac{ax}{a+x} \times \frac{b+x}{bx} = K \frac{abx + ax^2}{abx + bx^2} \\ &= K \frac{x(ab + ax)}{x(ab + bx)} \end{aligned}$$

que l'on peut simplifier par x en posant x différent de zéro

$$R_{\beta} \frac{125}{131} = K \frac{ax + ab}{bx + ab}$$

fonction homographique que l'on peut écrire en divisant numérateur et dénominateur par x

$$R_{\beta} \frac{125}{131} = K \frac{a + \frac{ab}{x}}{b + \frac{ab}{x}}$$

fait qui met en évidence la limite de cette fonction lorsque x tend vers l'infini. On obtient alors, en remplaçant les termes par leur valeur :

$$R_{\beta} \frac{125}{131} = K \times \frac{a}{b} \text{ soit } 0,112 \times \frac{60}{8} = \underline{0,84}$$

On peut ainsi tracer la courbe ci-contre dans laquelle :

- la période biologique variable est mise en abscisse. Avec en superposition les valeurs correspondantes des périodes effectives.

- le rapport $R_{\beta} \frac{125}{131}$ en ordonné pour différentes valeurs de T_b

On s'aperçoit ainsi que pour un individu euthyroïdien, par exemple, de masse thyroïdienne de 30 grammes, ayant une fixation extrapolée de 40 % et ayant absorbé 50 μ Ci d'Iode 125, il recevra sur le plan du rayonnement Béta une dose au corps thyroïde qui variera de 33 % à 76% de celle qu'il aurait reçue avec l'Iode 131, selon que sa période biologique est considérée comme égale à 24 ou 500 jours.

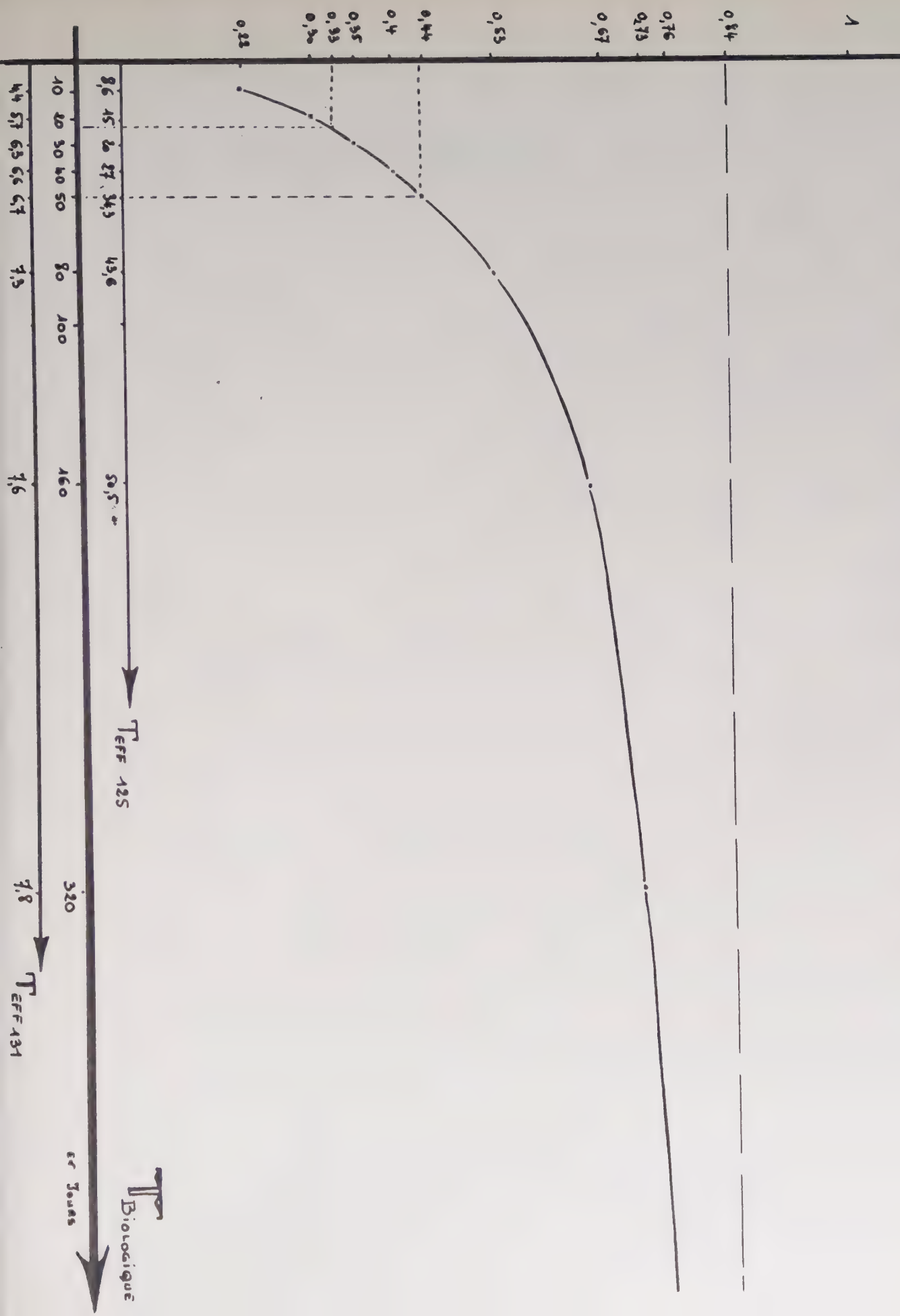
$R_{\beta} \frac{125}{131}$

TABLE DU RAPPORT

$R_{\beta} \frac{125}{131}$

EN FONCTION DE LA PERIODE MOYENNE

DE L'ISOTOPES DANS L'ORGANISME



T
Biologique

et jours



II - AU NIVEAU DE L'ORGANISME -

A - Chez un sujet Euthyroïdien :

Pour cela nous reprendrons les mêmes exemples standards que précédemment. Nous choisirons donc un sujet présentant un poids de 70 kg. ($P = 7 \times 10^4$ grammes une fixation extrapolée de 40 % soit, en ne tenant pas compte de l'élimination urinaire) $I - F_{\text{ext}} = 60 \%$ au niveau de l'organisme, une période biologique de 24 jours et ayant pris une solution de 50 μCi d'iode radioactif.

- Pour une même période biologique nous avons une même période effective,

$$\text{soit} \dots \dots T_{\text{eff}}^{125} = 17,1 \text{ jours}$$

$$T_{\text{eff}}^{131} = 6 \text{ jours}$$

- Au niveau de l'organisme la dosimétrie Béta est régie par la formule (e) et les unités définies page

$$D_{\beta \text{org}} = 74000 \times E_{\beta} \times T_{\text{eff}} \times \frac{A \times (I - F_{\text{ext}})}{P}$$

- Puisque E_{β} et T_{eff} sont les mêmes que dans l'exemple d'euthyroïdie pris précédemment, le rapport de dosimétrie :

$$R_{\beta} \frac{125}{131} = \frac{E_{\beta}^{125}}{E_{\beta}^{131}} \times \frac{T_{\text{eff}}^{125}}{T_{\text{eff}}^{131}} = \boxed{32 \%}$$

Le calcul dosimétrique habituel qui s'en suit nous donne donc pour l'Iode 131

$$D_{\beta \text{org}}^{131} = 74 \times 0,195 \times 6 \times \frac{50 \times 60}{100 \times 7 \times 10^4} = \boxed{37 \times 10^{-3} \text{ rads}}$$

soit en 125

$$37 \times 0,32 \times 10^{-3} = \boxed{11,8 \times 10^{-3} \text{ rads}}$$

B - Chez un sujet Hyperthyroïdien :

Nous prendrons à nouveau un patient présentant un poids de 70 kg, une fixation extrapolée de 50 % ($I - F_{\text{ext}} = 50 \%$) une période biologique de 8 jours et ayant pris 50 μCi d'iode radioactif. Ces valeurs ne représentent pas des chiffres couramment obtenus en clinique ; en effet il est assez rare de trouver une hyperthyroïdienne de 70 kg, de même qu'une fixation de 50 % ne présente pas, à elle seule, un caractère d'hyperthyroïdie mais il nous a semblé que sous cette forme la comparaison paraissait plus facile.

La période biologique de 8 jours nous permet de calculer les deux périodes effectives :

$$T_{\text{eff}}^{125} = 7 \text{ jours}$$

$$T_{\text{eff}}^{131} = 4 \text{ jours}$$

Comme précédemment le rapport de dose Béta pour un sujet hyperthyroïdien ne variera pas :

$$R_{\beta} \frac{125}{131} = 0,197 \quad \boxed{20 \%}$$

Et le calcul dosimétrique nous donne en 131 la valeur suivante :

$$D_{\beta \text{ org}}^{131} = 74 \times 0,195 \times 4 \times \frac{50 \times 50}{100 \times 7 \times 10^4} = \boxed{20,57 \times 10^{-3} \text{ rads}}$$

et en 125

$$20,57 \times 0,197 \times 10^{-3} = \boxed{4,06 \times 10^{-3} \text{ rads}}$$

C - Chez un sujet Hypothyroïdien :

Qui présente un poids de 70 kg, une fixation extrapolée de 10 % ($I - F_{\text{ext}} = 90 \%$), une période biologique de 32 jours et ayant absorbé 50 μCi de radioiode.

Les périodes effectives respectives sont égales à :

$$T_{\text{eff } 125} = 20,8 \text{ jours}$$

$$T_{\text{eff } 131} = 6,4 \text{ jours}$$

Le rapport de dosimétrie Béta $\frac{125}{131}$ est alors égal au produit suivant :

$$\frac{E_{\beta \text{ I25}}}{E_{\beta \text{ I3I}}} \times \frac{T_{\text{eff I25}}}{T_{\text{eff I3I}}} = \frac{22}{195} \times \frac{20,8}{6,4} = 0,36 \quad \boxed{36 \%}$$

Soit en dosimétrie classique I3I :

$$D_{\beta \text{ org}} = 74 \times 0,195 \times 6,4 \times \frac{50 \times 90}{100 \times 7 \times 10^4} = \boxed{59,2 \times 10^{-3} \text{ rads}}$$

Soit en I25

$$59,2 \times 0,36 \times 10^{-3} = \boxed{21,3 \times 10^{-3} \text{ rads}}$$

DOSIMETRIE GAMMA

Nous allons maintenant envisager, sur les mêmes exemples cliniques que précédemment, quelle est la part d'irradiation due au rayonnement Gamma .

I - AU NIVEAU DU CORPS THYROÏDE

A - Chez un sujet Euthyroïdien :

Qui présente toujours un corps de masse 30 grammes, une fixation extrapolée de 40 %, une période biologique de 24 jours et ayant absorbé 50 μ Ci d'Iode radioactif en solution .

- Le fait de prendre à nouveau 24 jours de période biologique nous ramène aux cas précédents et nous obtenons des périodes effectives de :

$$T_{\text{eff}}^{125} = 17,1 \text{ jours}$$

$$T_{\text{eff}}^{131} = 6 \text{ jours}$$

- En prenant une masse thyroïdienne de 30 grammes, nous pouvons calculer le rayon de la sphère à laquelle un lobe thyroïdien est assimilé.

En effet nous avons :

$$15 \text{ g} \simeq 15 \text{ cm}^3 = \frac{4}{3} \pi r^3 \text{ soit } r = 1,5 \text{ cm}$$

pour chacune des sphères correspondant à un lobe thyroïdien

Il aurait été plus normal de comparer un lobe thyroïdien à un cylindre mais dans ce cas le calcul de g aurait été plus délicat.

Dans notre exemple, l'identification à une sphère nous permet de donner à g la valeur :

$$g = 3\pi r = 3 \times 3,14 \times 1,5 = 14,13$$

Evidemment il prend tout son sens lors de l'étude dosimétrique d'un adénome toxique.

Au niveau du corps thyroïde, la dosimétrie Gamma s'étudie en utilisant la formule :

$$D_{\gamma} = 34,6 \times 10^{-3} \times e \times I_{\gamma} \times g \times T_{\text{eff}} \times \frac{A \times F_{\text{ext}}}{m}$$

en conservant les mêmes définitions et les mêmes unités qu'à la page 134 .

En faisant le rapport des doses Gamma $\frac{125}{131}$ on peut définir, selon le même principe qu'en dosimétrie Béta, un nouveau $R \frac{125}{131}$ égal à :

$$R_{\gamma} \frac{125}{131} = \frac{I_{\gamma}^{125}}{I_{\gamma}^{131}} \times \frac{T_{\text{eff}}^{125}}{T_{\text{eff}}^{131}}$$

Compte tenu des résultats précédents et sachant que les constantes spécifiques de doses respectives sont :

$$I \gamma_{125} = 1,44$$

$$I \gamma_{131} = 2,18$$

on peut écrire :

$$R \gamma \frac{125}{131} = \frac{1,44}{2,18} \times \frac{17,1}{6} = 1,88 \text{ soit } \boxed{188 \%}$$

La dose Gamma 131 est donc de :

$$D \gamma = 34,6 \times 10^{-3} \times 2,18 \times 14,13 \times 6 \times \frac{50 \times 40}{100 \times 30}$$

$$\text{soit } \dots\dots\dots \boxed{4,26 \text{ R}}$$

résultat qui se traduit en 125 :

$$4,26 \times 1,88 = \boxed{8 \text{ R}}$$

B - Chez un sujet Hyperthyroïdien

I) - Avec un volume thyroïdien normal :

qui présente donc une masse thyroïdienne de 30 grammes, une fixation extrapolée de 50 %, une période biologique de 8 jours et ayant toujours absorbé 50 μ Ci d'Iode radioactif.

La période biologique de 8 jours nous permet de calculer les périodes effectives respectives :

$$T_{\text{eff}} 125 = 7 \text{ jours}$$

$$T_{\text{eff}} 131 = 4 \text{ jours}$$

Le rapport dosimétrique est alors :

$$R \frac{125}{131} = \frac{1,44}{2,18} \times \frac{7}{4} = \underline{1,14} \text{ soit } \boxed{114 \%}$$

Le calcul dosimétrique en 131 nous donne :

$$D_{\gamma} 131 = 34,6 \times 10^{-3} \times 2,18 \times 14,13 \times 4 \times \frac{50 \times 50}{100 \times 30} = \dots\dots\dots \boxed{3,55 \text{ R}}$$

Cela nous donne en 125 :

$$3,55 \times 1,14 = \boxed{4,04 \text{ R}}$$

II) - Avec hypertrophie thyroïdienne :

présentant une masse thyroïdienne de 60 grammes, une fixation extrapolée de 50 %, une période biologique de 8 jours et ayant ingéré 50 Ci.

- Puisque nous reprenons les mêmes périodes biologiques, nous obtiendrons les mêmes périodes effectives respectives :

$$T_{\text{eff}} 125 = 7 \text{ jours}$$

$$T_{\text{eff}} 131 = 4 \text{ jours}$$

Le rapport de doses Gamma reste donc inchangé et égal à 1,14 .

- Dans la formule de calcul dosimétrique, seule la masse et le facteur géométrique changent :

$$D_{\gamma} 131 = 34,6 \times 10^{-3} \times 2,18 \times 18,84 \times 4 \times \frac{50 \times 50}{100 \times 60} = \boxed{2,07 \text{ R}}$$

En effet la masse thyroïdienne étant égale à 60 g, on peut comme précédemment écrire :

$$30 \text{ g} \simeq 30 \text{ cc} \simeq \frac{4}{3} \pi \text{ R}^3$$

$$\text{soit } R = 2 \text{ et } g = 3 \pi \text{ R} = 18,84$$

$$\text{soit } D_{\gamma} 125 \text{ égal : } 2,07 \times 1,14 = \boxed{2,36 \text{ R}}$$

C - Chez un sujet hypothyroïdien :

qui présente, comme dans l'exemple dosimétrique Béta, un corps thyroïde de 30 grammes une fixation de 10 % une période biologique de 32 jours et ayant pris 50 μ Ci d'Io- de radioactif.

Une période biologique de 32 jours nous donne les périodes effectives connues :

$$T_{\text{eff}} 125 = 20,8 \text{ jours}$$

$$T_{\text{eff}} 131 = 6,4 \text{ jours}$$

Le rapport dosimétrique Gamma est alors donné par le produit :

$$R_{\gamma} \frac{125}{131} = \frac{1,44}{2,18} \times \frac{20,8}{6,4} = 2,14 \quad \boxed{\text{soit } 214 \%}$$

Le calcul habituel nous donne en utilisant l'Iode 131 :

$$D_{\gamma} 131 = 34,6 \times 10^{-3} \times 2,18 \times 14,13 \times 6,4 \times \frac{50 \times 10}{100 \times 30}$$

$$\text{soit } \dots\dots\dots \boxed{1,14 \text{ R}}$$

et

$$D_{\gamma} 125 : 1,14 \times 2,14 = \boxed{2,44 \text{ R}}$$

D - Remarques sur l'importance de la valeur de la période biologique en dosimétrie γ au niveau du corps thyroïde -

Nous nous devons de faire remarquer que, comme en dosimétrie Béta, les divergeances d'opinion en ce qui concerne la valeur des périodes biologiques nous obligent à envisager les différentes possibilités et à reprendre notre calcul précédent page I58 .

Retraçons en tout de même les grandes lignes.

La formule de dosimétrie Gamma est, dans notre étude, de la forme :

$$D_{\gamma} = 34,6 \times 10^{-3} \times g \times I_{\gamma} \times T_{\text{eff}} \times \frac{A \times F_{\text{ext}}}{m} \quad (f)$$

Pour un même exemple clinique, c'est-à-dire pour deux sujets présentant même masse thyroïdienne (donc même g), une même fixation extrapolée, et une même dose ingérée : on peut, comme précédemment, faire le rapport entre les deux formules $D_{\gamma 125}$ et $D_{\gamma 131}$ tirées de l'égalité (f) ; nous obtenons :

$$R_{\gamma} \frac{125}{131} = \frac{I_{125}}{I_{131}} \times \frac{T_{\text{eff } 125}}{T_{\text{eff } 131}}$$

tous les autres facteurs s'éliminant dans le quotient ; en développant le résultat précédent comme nous l'avons fait page I60 nous obtenons :

$$R_{\gamma} \frac{125}{131} = \frac{I_{\gamma 125}}{I_{\gamma 131}} \times \frac{T_b \times T_r}{T_b + T_r} \times \frac{T_b + T_r}{T_b \times T_r}$$

En remplaçant chaque terme par leur valeur et en mettant l'équation sous sa forme homographique, nous arrivons à l'égalité suivante :

$$R_{\gamma} \frac{125}{131} \text{ tend vers } 0,66 \times \frac{60}{8} = 4,95 \quad \text{soit } \underline{\underline{\simeq \text{ de } 5}}$$

quand la variable tend vers l'infini.

Il s'en suit que lorsque la période biologique d'un patient est considérée comme égale à 20 ou à 500 jours, la dose au corps thyroïde correspondante en 125 passe de 1,7 fois à 4,5 fois la dose reçue en 131. C'est ce que nous retrouvons sur le schéma ci-contre.

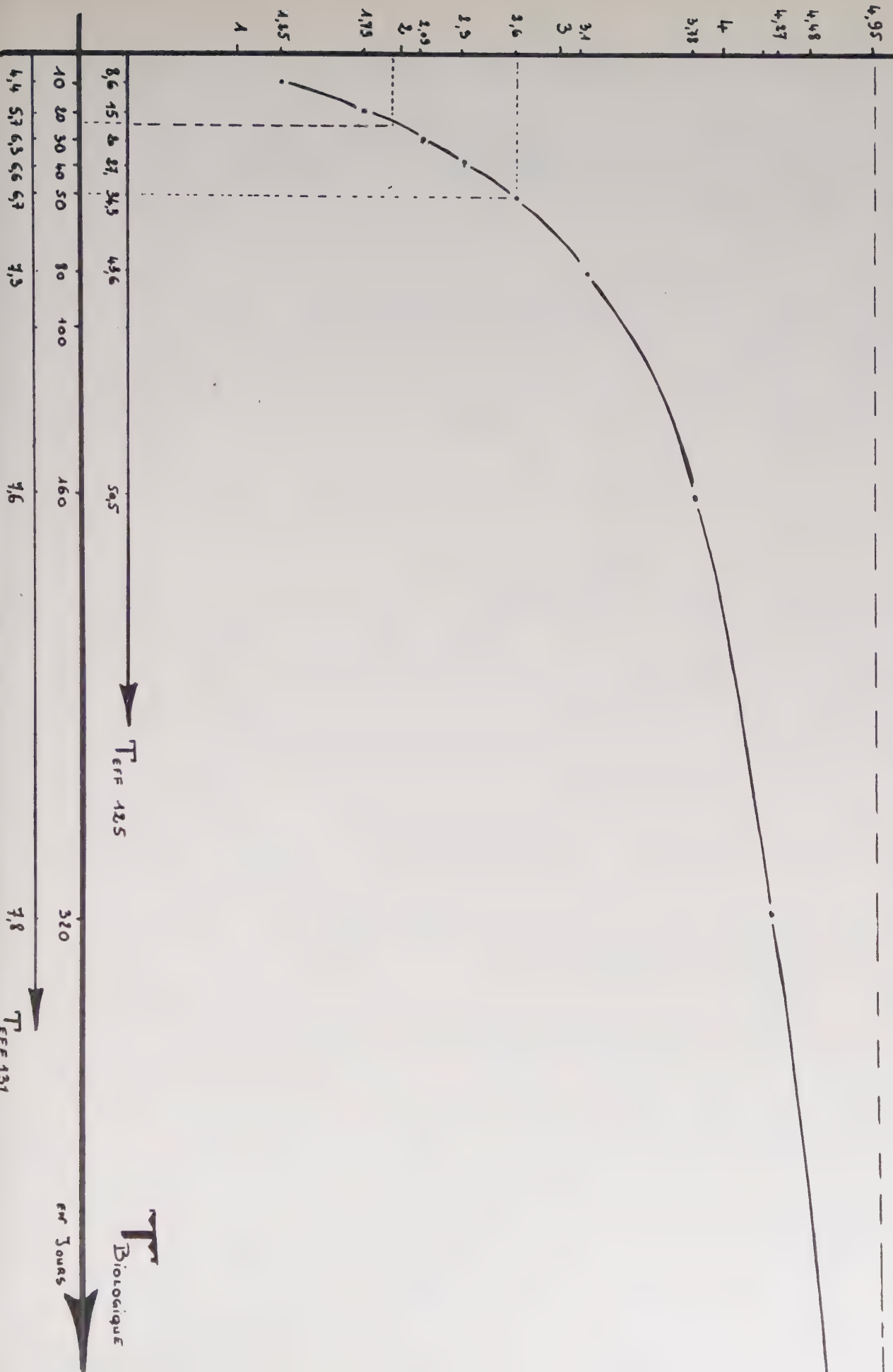
$R_{\frac{125}{131}}$

ETUDE DU RAPPORT

$R_{\frac{125}{131}}$

EN FONCTION DE LA PERIODE BIOLOGIQUE

DE L'ETUDE DANS L'ORGANISME



T_{eff} 125

T_{eff} 131

per Jours

II - AU NIVEAU DE L'ORGANISME -

Comme précédemment nous allons envisager les différents cas.

A - Chez un sujet Euthyroïdien :

qui présente un poids de 70kg, une fixation extrapolée de 40 % (soit $I - F_{\text{ext}} = 60 \%$) une période biologique de 24 jours et ayant absorbé 50 μCi d'iode radioactif.

Cela nous donne une période biologique de :

$$T_{\text{eff}}^{125} = 17,1 \text{ jours}$$

$$T_{\text{eff}}^{131} = 6 \text{ jours}$$

Le rapport dosimétrique est donc inchangé et égal à : 1,88 soit 188 %

La dose 131 peut donc se définir comme suit :

$$D_{\gamma 131} = 34,6 \times 10^{-3} \times 2,18 \times 6 \times 126 \times \frac{50 \times 60}{100 \times 7 \times 10^{-4}}$$

soit..... $24,4 \times 10^{-3} \text{ R}$

en sachant que $\bar{g}$ = ici à 126 pour un individu de $7 \times 10^4 \text{ gr}$ et mesurant 1,70 mètre.

$D_{\gamma 125}$ est alors égale :

$$2,44 \times 10^{-3} \times 1,88 = \boxed{45,8 \times 10^{-3} \text{ R}}$$

B - Chez un sujet Hyperthyroïdien -

En faisant les mêmes remarques que précédemment nous pourrions considérer que le sujet étudié ci-dessus est devenu hyperthyroïdien s'il présente une fixation de 50 % une période biologique de 8 jours.

Nous retrouvons les périodes biologiques correspondant à l'exemple clinique :

$$T_{\text{eff}}^{125} = 7 \text{ jours}$$

$$T_{\text{eff}}^{131} = 4 \text{ jours}$$

Le rapport de dosimétrie est encore de :

$$R \quad \frac{125}{131} = \frac{1,44}{2,18} \times \frac{7}{4} = 1,14 \text{ soit } \underline{\underline{114 \%}}$$

La dose Gamma 131 est dans ce cas de :

$$D\gamma_{131} = 34,6 \times 10^{-3} \times 2,18 \times 126 \times 4 \times \frac{50 \times 50}{100 \times 7 \times 10^4}$$

$$\text{soit} \dots \dots \dots \boxed{13,5 \times 10^{-3} \text{ R}} ,$$

ainsi en 125

$$1,35 \times 10^{-3} \times 1,14 = \boxed{15,4 \times 10^{-3} \text{ R}}$$

C - Chez un sujet Hypothyroïdien :

qui présente un poids de 70kg, une fixation extrapolée de 10 % (soit $I - F_{\text{ext}} = 90 \%$) une période biologique de 32 jours et ayant absorbé 50 μCi d'Iode radioactif.

La période biologique de 32 jours nous donne les périodes effectives suivantes :

$$T_{\text{eff}}^{125} = 20,8 \text{ jours}$$

$$T_{\text{eff}}^{131} = 6,4 \text{ jours}$$

Le rapport de dosimétrie reste identique pour le cas envisagé, soit :

$$\frac{1,44}{2,18} \times \frac{20,8}{6,4} = 2,14 \quad \underline{\underline{214 \%}}$$

Le calcul dosimétrique classique en 131 nous donne le résultat suivant :

$$D\gamma_{131} = 34,6 \times 10^{-3} \times 2,18 \times 126 \times 6,4 \times \frac{50 \times 90}{100 \times 7 \times 10^4}$$

$$\dots \dots \dots \boxed{39,0 \times 10^{-3} \text{ R}}$$

et

$$D\gamma_{125} = 39 \times 10^{-3} \times 2,14 = \boxed{83,4 \times 10^{-3} \text{ R}}$$

Nous résumons cette longue suite de calculs en un tableau récapitulatif (page ci-contre) .

Au Cours d'un Test Diagnostique au Radiologie chez un Individu Standard

β RADA		α RADA		TOTAL RADA	
C. Thyroïde	ORGANISME	C. Thyroïde	ORGANISME	C. Thyroïde	ORGANISME
18,4	$11,8 \times 10^{-3}$	8	$45,8 \times 10^{-3}$	26,4	$57,6 \times 10^{-3}$
57,6	37×10^{-3}	4,3	$24,4 \times 10^{-3}$	61,9	$61,4 \times 10^{-3}$
32%		188%		40%	93%
9,4	4×10^{-3}	4	$15,4 \times 10^{-3}$	13,4	$19,4 \times 10^{-3}$
48	$20,6 \times 10^{-3}$	3,6	$13,5 \times 10^{-3}$	51,6	$34,1 \times 10^{-3}$
20%		114%		26%	56%
5,5	$21,3 \times 10^{-3}$	2,4	$83,4 \times 10^{-3}$	7,9	$104,7 \times 10^{-3}$
15,4	$59,2 \times 10^{-3}$	1,1	39×10^{-3}	16,5	$98,2 \times 10^{-3}$
36%		214%		47%	106%

$$\begin{aligned} A &= 50 \mu\text{Ci} \\ m_1 &= 30 \text{ g} \\ g_1 &= 14.15 \text{ } \left. \vphantom{g_1} \right\} 1 \\ z &= 1.5 \omega \\ m &= 60 \text{ g} \\ g &= 18.84 \text{ } \left. \vphantom{g} \right\} 2 \end{aligned}$$

EUTHYROIDISM

Page 24

 $T_{\text{fus}} = 17.1^\circ\text{C}$

Fig. 6

100%

HYPERTHYROIDISM

T₆ 8

七

Table 4

105

Hydrogizien

三

 $T_{ij} = 2, 8, j$

9

Fe. 10%.

PROTECTION DU PERSONNEL MEDICAL ET PARAMEDICAL

Cette étude dosimétrique, sur l'irradiation interne que reçoit le malade après l'absorption d'une dose diagnostique d'Iode radioactif, doit se compléter par quelques notions particulières sur l'irradiation et la protection du personnel qui manipule ces radioisotopes.

Sans entrer dans le cadre général de l'étude de la protection du personnel médical, nous ne prendrons que quelques exemples s'adaptant à notre sujet d'étude.

I) - Lors de la manipulation des capsules.

L'Iode 131 est livré sous forme de capsules de gélatine. Chacune d'entre elles doit être mesurée avant que le patient ne l'absorbe afin de connaître l'activité exacte ingérée. Ces mesures entraînent une manipulation importante de capsules, des comptages multiples, des transports plus ou moins importants. Avec l'Iode 125 le problème reste entier et le manipulateur est astreint au même travail. Mais la protection contre les radiations émises par l'Iode 125 est nettement plus facile que celle dirigée contre le rayonnement provenant de l'Iode 131 ; ceci est en particulier souligné par l'étude des différentes C. D. A. correspondant à ces radiations.

Afin de fixer les idées, nous donnons les résultats de l'expérience suivante :

1° - Nous avons placé contre les parois latérales et le couvercle d'une boîte cubique de 15 cm de côté, en carton, des plaques de plomb de 1mm d'épaisseur. Seul le couvercle plombé était amovible.

2° - Nous avons mis dans cet ensemble 100 μ Ci d'Iode 125 sous la forme de diverses aliquotes en matière plastique. Dans les conditions habituelles de mesures de la fixation thyroïdienne nous avons obtenu avec notre appareillage :

- Boite fermée par son couvercle : 450 i/m

- Boite sans couvercle : 120 000 i/m

$$\text{soit } R_I = \frac{450}{120\,000} = 0,004$$

3° - Nous avons ensuite remplacé les sources d'Iode 125 par des aliquots, du même modèle, en 131. Pour une même activité (100 μ Ci), nous avons obtenu dans les conditions d'utilisation du 131 et à la même hauteur de mesure que précédemment :

- Boite fermée par son couvercle : 42 000 i/m

- Boite sans couvercle : 77 000 i/m

Soit

$$R_2 = \frac{42\,000}{77\,000} = 0,54$$

Seul les rapports R_I et R_2 sont les résultats à retenir ; les nombres d'impulsions en eux même n'ayant qu'une valeur propre à l'installation et à l'expérience donnée.

Ce problème étudié à une plus grande échelle et sur des doses importantes peut présenter un intérêt majeur.

II) - Irradiation du personnel chirurgical.

Certains malades reçoivent des doses diagnostiques de l'ordre de 500 μ Ci quelques temps avant l'intervention chirurgicale. Si l'on admet le principe d'une protection du personnel chirurgical dans un tel exemple il est simple de le faire vis à vis du 125 et plus délicat dans l'emploi du 131.

CONCLUSIONS DOSIMETRIQUES

Avec des conceptions de dosimétrie classique, l'utilisation de l'Iode 125 est un progrès sûr et une économie d'irradiation certaine.

Toutefois, compte tenu des variations importantes de la valeur de la période biologique de l'Iode dans l'organisme, suivant les individus et selon les auteurs, il semble délicat de vouloir fixer le chiffre exact de cette diminution d'irradiation. On peut cependant admettre d'une façon schématique que l'utilisation de cet isotope 125 de l'Iode permet de réduire de moitié la dose d'irradiation Béta au niveau du corps thyroïde et de l'organisme.

Par ailleurs, les conditions d'irradiation du malade lors de l'utiliaation de ces deux isotopes diffèrent totalement en deux points :

- d'une part sur le plan de l'énergie du rayonnement émis par ces deux radioéléments.
- d'autre part sur le plan du temps d'irradiation. Si l'on admet que ce dernier est égal à approximativement 4 périodes effectives de l'isotope dans l'organisme cela représente 70 jours pour l'Iode 125 et 26 jours pour l'Iode 131, chez un sujet euthyroïdien possédant une telle période de 24 jours.

Les conséquences de ces irradiations différentes en énergie et dans le temps sont-elles équivalentes ? C'est là le problème essentiel de la comparaison des risques génétiques lors d'utilisation d'isotopes radioactifs.

TABLEAU RECAPITULATIF

	I. 131	I. 125
<u>PROPRIETES RADIOACTIVES</u>		
Période	8 jours	60 jours
Energie β Max	0,680 Mev	0,031 Mev
Energie β Moy	0,195 Mev	0,022 Mev
Energie γ Max	0,722 Mev	0,035 Mev
γ le plus fréquent	0,364 Mev (80 %)	0,027 Mev (95 %)
Constante spécifique de dose (R/h/mCi.1 cm)	2,18	1,44
<u>MESURE DE LA FIXATION IODEE THYROIDIENNE</u>		
1° - <u>Dose moyenne administrée</u> - mode d'administration	40 μ Ci per os ou intra-veineux	40 μ Ci de nos jours per os seulement
2° - <u>Appareillage adapté</u> - cristal - électronique adaptée - blindage - efficacité relative de comptage - bruit de fond - poids de l'appareillage	4,5 cm x 4,5 cm + 2,5 cm de plomb 1 17 imp/m 100 Kg	0,2 cm x 1,25 cm ++ 2,25 cm de cuivre 8 2,7 imp/m de 0,5 Kg à 5 Kg
3° - <u>Aliquote thyroïdienne</u> - Influence du Z et de l'épaisseur des matériaux traversés par le rayonnement. - Importance de l'épaisseur des volumes radioactifs de l'aliquote utilisée.	faible avec les matériaux usuels +	très important ++++

49

	I. 131	I. 125
- Adaptation de l'aliquote au cas clinique étudié	approximative	précise
<u>ETUDE CARTOGRAPHIQUE</u>		
1° <u>Du malade</u>	valable mais limitée lors de la détection de petits nodules	supériorité dans la mise en évidence de nodules froids de surface. Meilleure définition des con- tours thyroïdiens.
2° <u>Des foyers radioactifs non superficiels</u>	valable	Très variable sui- vant la situation de celui-ci.
3° <u>De la pièce opératoire</u>	Pose un problème lorsque l'interven- tion a lieu plus de 15 jours après l'in- gestion de la dose traceur	Facteur temps négligé
<u>MESURE DE LA RADIOACTIVITE DES COMPOSES</u> <u>IODES D'ECHANTILLONS LIQUIDES</u>		
1° <u>Mesures habituelles</u>	valable	-faisable avec une activité moindre
2° <u>Etudes à longue échéance</u>	délicate	-indépendante du facteur temps
<u>AUTOHISTORADIOGRAPHIES</u>		
- Sur pièce opératoire	trop contrastée	indication préf- rentielle.

	I. 131	I. 125
<u>IRRADIATION</u> 1° Malade - thyroïde - organisme 2° <u>Manipulateurs</u>	pris comme égal à 1 10^{-3} protection plombée conséquente	$\frac{1}{2}$ 2×10^{-3} minime
<u>ACTION THERAPEUTIQUE</u>	connue	études en cours
<u>MOLECULES MARQUEES</u>	adaptation multiple	encore limité
<u>UTILISATION SUCCESSIVE DES DEUX ISOTOPES</u>	A $\longleftrightarrow$ puis $\longrightarrow$ B (complique le problème) A $\longleftrightarrow$ B (simple)	
<u>INCONVENIENTS LORS DE CONTAMINATION D'APPAREILLAGE DE MESURE</u>	+	++++
<u>PRIX D'ACHAT 1966 1 mCi</u>	60 Fr en capsules	110 Fr en solution (doses diagnostiques à préparer)

CONCLUSIONS

La production de nouveaux isotopes de l'Iode a posé le problème du choix du radioélément à utiliser dans l'étude de la fonction thyroïdienne.

Au cours de cette dernière année universitaire nous avons abordé les problèmes relatifs à l'utilisation de l'Iodé 125 dans le domaine thyroïdien, comparativement à ceux de l'isotope 131.

Nous avons successivement étudié l'emploi de l'Iode 125 :

- 1° - Dans la mesure de la fixation iodée thyroïdienne. La faible énergie du rayonnement X et γ émis par ce radioiode nous a obligé à remplacer l'ancien "fantôme-cou" utilisé pour l'Iode 131 par un modèle adapté aux caractéristiques cliniques et morphologiques du malade. Sous ces conditions l'équivalence des résultats pour les deux isotopes 125 et 131 s'est avérée possible.
- 2° - Lors de son utilisation en scintigraphie thyroïdienne. Après une étude faite sur une série de nodules expérimentaux en verre, en bakelite, et en plexiglas, nous en avons conclu que l'Iode 125 était particulièrement adapté à la recherche de nodules froids superficiels et à la définition des surfaces cartographiques. Une étude sur 50 malades a permis de confirmer ces précédentes conclusions.

Bien que ce ne soit pas une de ses indications nous avons cherché à savoir si ce nouvel isotope était tout de même utilisable dans la recherche cartographique de métastases fixantes thyroïdiennes profondes, comme le préconisent certains auteurs.

Après deux expériences nous en avons conclu, qu'avec notre installation, ces zones fixantes étaient décelables à condition qu'elles soient situées à moins 9 cm de profondeur dans les tissus mous.

3° - Au cours d'étude à long terme des composés iodés du sérum

L'étude précise des troubles de l'homogénése demande un travail de 15 jours dans notre laboratoire. Cela représente 2 périodes physiques de l'Iode 131 et le quart de celle du 125. L'efficacité des compteurs étant de plus supérieure pour ce dernier isotope, l'emploi de l'Iode 125 dans ce domaine est donc indiqué.

4° - Dans la pratique des auto-historadiographies ; la faible énergie du rayonnement émis permet de donner des résultats d'une plus grande précision. L'Iode 125 voit ici une de ses indications préférentielles.

5° - Enfin lors d'une étude comparative dosimétrique : celle-ci nous a montré que l'irradiation subie par le patient était réduite lors de l'utilisation de l'Iode 125 pour un même nombre de microcuries fixé par la glande. Cette dose d'irradiation au niveau du corps thyroïde par l'Iode 125 varie de 30 à 80 % de celle correspondant à l'utilisation de l'Iode 131 ; cette large variation dépend essentiellement de la période biologique de l'Iode dans l'organisme et du volume du corps thyroïde du malade examiné.

LYON, 1e Ier. Décembre 1966

Le Président de Thèse

M. BERGER

Vu le Doyen,
J. F. CIER

Vu et permis d'imprimer
Le Recteur,
Président du Conseil de
L'Université

P. LOUIS

B I B L I O G R A P H I E

- I - ALBAREDE P. - DI PAOLA R - DI PAOLA M. - TUBIANA M.
- Analyse de la distribution spatiale du
Radioiode dans la thyroïde par la méthode
des diagrammes de niveau .
- ANN. RADIOL. 8. pp 829 à 850 . I965
- 2 - ANDROS G. et WOLLMANN S. H.
- PROC. SOC. EXPER. BIOL. MED. II5 pp 775
à 777 . Mars I964
- 3 - APPELGREN : Improved resolution in autoradiography
with radioiodine using the extranuclear electron
radiation from I.I25
- BIOCHEM. BIOPHYS. ACTA. 66. pp I44 à I49
I963
- 4 - BAUER .W. C. & MEYER. J. S.
- Iodine I25 distribution between follicular
colloid and colloid droplets in mouse thyroid
gland
- SCIENCE I45 . pp I43I à I432 - 9 . I964
- 5 - BLANC D.
- Les Radio Elements , Production - dosage -
Applications - pp 42 à 44 et 226 à 228
MASSON I966
- 6 - BELLION S. & COLL
- Applicazione del I.I25 alla scintigrafia
tiroidea .
- MINERVA NUCLEAR 7. 9. pp 343 à 348 . I963
- 7 - BEN PORATH M. HOCHMANN A. GROSS J.
- A comparison of Iodine I25 and Iodine I3I
as tracers in the diagnostics of thyroid
disease .
I°/ Physical Aspects pp 88 à 99
II°/ Clinical Aspects pp 99 à I06
- JOURN. OF NUCL. MED. 7 . I966

- 8 - BEN PORATH M. HOCHMANN A. GROSS J.
Scanning with I.I25
- MEDICAL RADIOISOTOPE SCANNING . 2 pp 71
à 77 . 1964
- 9 - BERGER M. LAHNECHE B.
Principes généraux de l'utilisation thérapeutique par voie interne des radio-isotopes .
- LA REVUE DU PRATICIEN . 16. N° II pp 1437
à 1446 II Avril 1966
- 10 - BERONIUS & COLL
Iodine I25 as a radiation source with special emphasis on its applications in medical radiology
- ACTA RADIOL. THERAP. PHYSICS. BIOLOGY
3 pp 33 à 48 - 1965
- 11 - BIZOLLON C. A.
Application de la spectrométrie Gamma à l'analyse qualitative et quantitative de traces de Radio-éléments dissouts dans l'eau
- THESE PHARMACIE - LYON 1963
- 12 - BLATZ
RADIATION HYGIENE HANDBOOK. pp 6/135 à 6/140
1959
- 13 - BOURDEAU J.
Doses d'exposition - doses d'absorption des radiations ionisantes
FEUILLETS D'ELECTRORADIOLOGIE - 26 pp I à II
Mars - Avril 1965
- 14 - BRUCER M. & COLL
Thyroid radioiodine uptake measurements .
A standard system for universal intercalibration .

- REPORT of the Medical Division of
OAK RIDGE INSTITUTE of NUCLEAR STUDIES
ORINS I9 - I959

I5 - CASSANO C. ANDREOLI M

Currents topics in thyroid research .
Proceeding of the fifth International
Thyroid Conférence - ROME

- ACADEMIC PRESS - NEW YORK - LONDON - I965

I6 - CHARKES N. SCLAROFF D.

The use of I.I25 in Thyroid Scintiscanning .

- AMERICAN. JOURN. of ROENTGENOLOGY. 90 - 5
pp I052 à I058 - Nov. I963

I7 - COMMISSARIAT ENERGIE ATOMIQUE

Scintigraphie Médicale
pp I4 - I5 . Sept/ I965

I8 - CROUTHAMEL C. E.

X. Ray critical absorption and emission

- APPLIED GAMMA RAY SPECTROSCOPY
Pergamon Press pp I60 - I960

I9 - DEGREGZ A. KELLERSHOHN C.

Collimateurs cylindriques et focalisés en
scintigraphie . Détection des Nodules froids

- ANN. RADIOL. 6. 9-I0.pp 695 à 7II - I963

20 - DELALOYE B.

Introduction à la Scintigraphie Clinique

- MASSON atlas 260 pages I966

2I - DETTMANN M. D. MYERS W. G.

Radioiodine I25 for Evalutation of thyroid
function .

- SURGICAL FORUM - I2 . pp I7 à I9 . I96I

- 22 - DEWEY W. C. SINCLAIR W. K.

Criteria for evaluating collimators used
in "in vivo" distribution studies with
radioisotopes .

- INT. J. of APPL. RAD. and ISOTOPES
10 . pp I à I6 . I96I

- 23 - DUGGAN H. E. SCOTT D. B.

Irradiation à l'organisme entier et "Dose
ovaire" au cours d'une thérapeutique par
l'Iode I3I

- JOURNAL DE L'ASSOCIATION CANADIENNE
DES RADIOLOGUES - 10 . pp 56 à 59 Déc/I959

- 24 - ELDRIDGE J. S. CROWTHER P.

Absolute détermination of I.I25 in Clinical
applications .

- NUCLEONICS - pp 56 à 59 - JUIN/I964

- 25 - ENDLICH H. HARPER P. BECK R. SIEMENS W. LATHROP K.

The use of I.I25 to increase isotope scanning
resolution

- AMERICAN J. of ROENTGENOLOGY . 87.I.
pp I48 à I55 - I962

- 26 - EVANS R. D.

The Atomic Nucleus

- MAC GRAW-HILL BOOK COMPANY . pp I24 à I26
I955

- 27 - FELLINGER K. HOFER R. VETTER H.

Szintigraphie der Schilddrüse mit Iod. I25

- NUCLEARMEDIZIN . 3 . pp 20 à 24 . I962

- 28 - FORBERG S. & COLL

Autoradiography with isotopes emitting
Internal Conversion electrons and Auger
electrons .

- ACTA. RADIOL. (Therapy) Stockolm .
2 pp 241 à 262 - Août/I964

29 - FRIEDLANDER . KENNEDY J. W.

CHIMIE NUCLEAIRE ET RADIOCHIMIE
(Trad. J. GUIZERIX & MARTINELLI)

- DUNOD (Paris) - pp 298 à 300 - I960

30 - FRIEDLANDER G. ORR W. C.

The decay of I.I25

- PHYS. REV. (U.S.A.) 84 - pp 484 à 486
I95I

3I - FRISCH O. R.

"The Nuclear Handbook"

- G. NEWNES éditeur . LONDRES I958

32 - FORSAITH A. L. HORWITZ N. H. LOFSTROM J. E.

The resolution of a spark imaging camera
(spinharicon) with parallel channel
collimators . (using I.I25 and I.I3I)

- PHYS. MED. BIOL. 2. 3. pp 4II à 422 . I966

33 - GROS Ch. M. KEILLING R.

De la scintigraphie . Principe et indications
actuelles .

- JOURNAL DE RADIOLOGIE 42 . 6. pp 297 à 309
I96I

34 - GLENDENIN L. EDWARDS R.

A note on the Long Lived Radioisotopes

- PHYS. REV. (U.S.A.) 7I - pp 742 à 743 .
I947

- 35 - GIROD C.

La thyroïde - Données morphologiques et histophysiologiques .

- CAHIERS MEDICAUX LYONNAIS 42 - 23
pp I7I5 & I7I6 - IO Oct. I966

- 36 - HAROLD L. ENDLICH M.

Some modifications of photoscanning techniques .

- AMERICAN J. of ROENTGENOLOGY 87. I.
pp I56 à I60 - JAN/I962

- 37 - HARPER P. SIEMENS W. LATHROP K. ENDLICH H.

Production and use of Iodine I25 .

- JOURNAL of NUCLEAR MED. 4 pp 277 à 289
I963

- 38 - HAYES

Electron microscopic autoradiography (I.I25)

- J. ULTRASTRUCTURE RESEARCH 7 .
pp 339 à 349 . I962

- 39 - HINE G. BROWNELL G.

"RADIATION DOSIMETRY"

- ACAD. PRESS. p.694 - 794 - 842 - 847 - 889
NEW-YORK I956

- 40 - JOYET G.

La tangente initiale à la courbe de fixation thyroïdienne . Mise au point de la méthode à deux compteurs

- ANN. RADIOL. 7. 3. pp I49 à I79 - I964

41 - KAI SIEGBAHN

" BETA and GAMMA RAY SPECTROSCOPY "

- NORTH HOLLAND PUBLISHING COMPANY
pp 916 - 1955

42 - KUHN N. HARFORD C.

Electron Microscope Autoradiography
of bacteria labeled with Iodine I25

- SCIENCE 141 - pp 355 à 356 - JUILL/I963

43 - LANSIART A. KELLERSHOHN C.

Spark chambers in nuclear médecine .

- NUCLEONICS pp 56 à 60 MARS 1966

44 - LEVY L. ESTRELLADO T. OKEZIE O. STERN H.

The use of I.I25 in Clinical Nuclear Médecine

- JOURNAL of NUCLEAR MED. 3. 9. pp 183
à 184 - 1962

45 - LIBBY R.

Statistical évaluation of I.I25 vs. I.I31
for scanning cold lesions .

- JOURNAL of NUCLEAR MED. 5. pp 887 à 894
1964

46 - MARINELLI L. D. EDITH H. QUIMBY HINE G.

Dosage determination with radioactive
isotopes . Practical considerations in
therapy and protection .

- AMERICAN J. of ROENTGENOLOGY pp 260 à
281 - FEV 1948

47 - MARTIN Y.

Cartographie thyroïdienne

- THESE MEDECINE NANCY N° 13 - 1957

- 48 - MATEOSIAN (E. der)

Scintillation spectrometer determination
of L capture to K capture ratio in Cd. I09
and I.I25

- PHYS. REV. U.S.A. - 92 pp 938 à 940 - I953

- 49 - MYERS W. G. VANDERLEEDEN J. C.

Radioiodine I25

- JOURNAL of NUCLEAR MED. I -, pp I49 à I64
JUIL/I960

- 50 - PANNETIER R.

"Vademecum du Technicien"

- TOME II - Tables des Isotopes : I.I25
I965

- 51 - MILLER J. M. KAWAS B.

The combined use of Iodine I25 and I.I3I
in autoradiographic studies of Nodular Goitre

- JOURNAL of NUCLEAR MED. 7 pp I88 à I96
I966

- 52 - MORET R.

Mesure globale de la fixation du radioiode
par le corps thyroïde .

- J. RADIOL. ELECTROL. 33 pp 66 à 68 - I952

- 53 - PEYRIN J. O. BERGER M.

Exploration fonctionnelle de la glande thyro-
ïde par les radioisotopes .

- REVUE LYONNAISE DE MEDECINE I3 . 9 pp 453
à 478 - I5 MAI I964

- 54 - PEYRIN J. O.

Biosynthèse des Hormones Thyroïdiennes

- COMMUNICATION PERSONNELLE 1e 25/X/I966

- 55 - PEYRIN J. O.

Etude radiobiochimique de l'insuffisance
thyroïdienne de l'enfant en dehors des
régions d'endémie goitreuse .

- THESE DE PHARMACIE - LYON 1961

- 56 - QUIMBY

Radioactives Isotopes in Médecine and
Biology . Basic physics and instrumentation

- LEA FIBIGER 2^o Ed. - pp I23 - I963

- 57 - REID A. F. KESTON A. S.

Long life radio iodine

- PHYS. REV. U.S.A. 70 - pp 987 à 988
I946

- 58 - RHODES B. A. BUDDMEYER E. U.

Radiation dose to the rat thyroïde from
several radioiodine nuclides .

- INT. J. of APPLIED RADIATION and ISOTOPES
I7 - pp 447 à 452 - 8/I966

- 59 - RICCABONA G.

I.I25 in the Clinical evaluation of thyroïd
disease .

- NEW ENGLAND J. of MED. 273.3. pp I26 à I30
I965

- 60 - RICHMOND C. FINDLAY J.

Half life of Iodine I25

- HEALTH PHYSICS I2 - pp 865 - I966

- 6I - SAVOIE J. C. VALLEE G.

La scintigraphie du corps thyroïde .
"SAVOIR INTERPRETER" coll. Médicale inter-
nationale .

- Lib. MALOINE - PARIS N° 28 - I964

- 62 - SELTZER R. A. KEREIAKES J. SAENGER E. MYERS D.

Radiation exposure from radioiodine compounds in pediatrics .

- RADIOLOGY 82. 3. pp 486 à 494 - I964

- 63 - SINCLAIR W. K.

A quantitative autoradiographic study of radioiodine distribution and dosage in human thyroïd glands .

- BRIT. J. RADIOL. 29 . pp 36 à 41 - I/I956

- 64 - SIREIX R.

Les conditions de la mesure précise de la fixation thyroïdienne de l'IODE I31 chez l'homme .

- THESE LYON N° 213 - I964

- 65 - SODEE B.

Advences in Médical Scanning .

- NUCLEONICS 22 - 9 . pp 47 à 51 - I964

- 66 - STEIN O. GROSS J.

I.I25 Métabolism in the thyroïd gland (electromicroscopic autoradiography) .

- ENDOCRINOLOGY 75 . 5. pp 787 à 798
NOV. I964

- 67 - STAMBURY J. & Coll

Labelled Iodalbumine in the plasma in thyrotoxicosis with I.I25 and I.I31 .

- J. CLIN. ENDOCRINO. 23. pp I056 à I058
OCT/I963

- 68 - TER POGOSSIAN M. NICKLAS W. & Coll

An image tube scintillation camera for use with radioactives isotopes emitting Low Energy Photons .

- RADIOLOGY . 86 .3. pp 463 à 469 - I966

- 69 - TENG C. KARAMOURTJOURNIS J.

Quantitative effect of iodinated opaque media on thyroïdal uptake of Radioiodine .

- AMERICAN J. ROENTGENOLOGY . 83. pp 49I à 495 - MARS I960

- 70 - TUBIANA M. DUTREIX J. DUTREIX A. JOCKEY P.

Bases physiques de la radiothérapie et de la radiobiologie .

- MASSON . Paris I963

- 7I - TUBIN . SAKO

Production de l'I.I25 .

- J. APP. PHYS. U.S.A. . 29 . pp I373 - I958

- 72 - VALLEE G.

Scintigraphie du cancer thyroïdien .

- LA FRANCE MEDICALE . pp 23 à 3I - JANV. I96I

- 73 - VAN DILLA M. A. FYLWYLER .

Thyroïd métabolism in children and adults using (nanocurie) very small doses of I.I25 and I.I3I .

- HEALTH PHYSICS . 9 . pp I325 à I33I - I963

- 74 - VAN DER DOES DE BYE J. A.

Analysis of the scintiscanning problem .

- NUCLEONICS . I4 . II . pp I28 à I34 - NOV. I956

75 - WAPSTRA A. H. NIJGH G. S. VAN LIESHOUT R.

"NUCLEAR SPECTROSCOPY TABLES"

- NORTH HOLLAND PUBLISH COMPANY . pp 78 à 88
I959

76 - WILSON B. J.

"THE RADIOCHIMICAL MANUAL"

- Second. Edition . The Radiochemical Center .
AMERSHAM . pp I94 - I966

77 - XXX

ISOTOPES RADIATION TECHNOLOGY (Médecine)

- Clinical uses of I.I25 pp 343 à 345
Summer I964 .

- I.I25 Production . pp I43 à I46
Winter I963/I964

78 - XXX

$^{53}_{I^{125}}$ - Extraits des NUCLEAR DATA SHEETS .

Au cours de notre effort bibliographique nous avons tout particulièrement noté l'intérêt de l'IODE I25 dans :

1°/ - LE DOMAINE CARDIO-VASCULAIRE

par :

- ATKINS P. HAWKINS L. .. Detection of Venous Throbosis in the legs
LANCET . II . pp I2I7 à I2I9 - I965
- BALKISSON B. WELD R.... A rapid, simple and inexpensive method of measurement of Blood Volume Hepato-cellelar function utilising Iodine I25 ROSE BENGALE .
ANN. SURG. I62 . pp 88I à 885 - I965
- GORTEN R. J. A small lightweight precordial counter for determination of Cardiac Output .
J. APPL. PHYSIOL. 20. pp I365 à I366 I965
- MENA. THOMSEN Detection of heart shunts by means of I.I25.
J. OF. NUCLEAR. MED. 6. pp I6 à I7 JANV. I965
- WILLIAMS J. GRABLE E. . A semiautomatic instrument for measuring Blood Volume . Further clinical studies and comparison of I.I3I labelled-albumin and Gamma globulin space and a new radioisotope : I.I25 .
J.A. M. A. I78 . I6. pp IO97 à IO98 DEC. I96I
- WOOD G. LEWITT S. Simultaneous red cell mass and plasma volume determination using Cr 5I tagged red cells and I.I25 labelled albumin .
J. of NUCL. MED. 6 . pp 433 à 440 - I965

2°/ - LE DOMAINE RENAL

par :

- FENDEL H. FEINE U. The radioisotope-nephrogram with I.I25 labelled HIPPURAN in Infancy and Childhood .
ANN. RADIOLOG. 9 . pp 54 à 65 - I966.

- WINTRES . MYERS I.I25, a new isotope for the
labelled HIPPURAN renogram .
J. UROL. 88 . pp 100 à 102 - JUILLET
1962 .

3°/ - EN OPHTALMOLOGIE

par :

- GOREN S. B. The use of I.I25 labelled Diiodo-
fluoresceine in the detection of
human intraocular neoplasm .
AM. J. OPHTALM. 54. pp 191 à 196
Aug/ 1962 .
- NEWELL F. W. The use of I.I25 in a diagnostic
agent in Ophtalmology .
TRANS. AMER. ACAD. OPHTAL. OTOLAR . 67
pp 177-186 - AVRIL 1963
- STROTGES M. HOPPING W. . Diagnosis of eye tumors with Radio-
isotopes .
STRAHLENTHERAPIE 128. pp 199 à 209 -
1965 .

4°/ - POUR MEMOIRE ...

- KASUGA T. Studies on the aera scanning with
I.I25 (en JAPONAIS)
NIPPON ACTA RADIOLOGICA . 23. pp 976
à 982 - NOV. 1963 .

SOMMAIRE

	Pages
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE PREMIER - Historique.....	3
CHAPITRE DEUXIEME : L'Iode 125 Production Propriétés radioactives.....	5
CHAPITRE TROISIEME : Etude de la mesure de la fixation thyroïdienne.....	31
CHAPITRE QUATRIEME : Utilisation de l'Iode 125 en scintigraphie thyroïdienne..	59
CHAPITRE CINQUIEME : Emploi de l'Iode 125 lors d'un complément d'étude de la fonction thyroïdienne....	II7
CHAPITRE SIXIEME : Etude dosimétrique de l'Iode 125.....	I27
RECAPITULATIF.....	I69
CONCLUSIONS.....	I73
BIBLIOGRAPHIE	

"BROTTEAUX-PLANS"

54, rue Tronchet - LYON - 6°